

Universidade de Brasília – UnB  
Campus Gama – FGA  
Engenharia Eletrônica

**Desenvolvimento e Avaliação de um Equipamento  
para Aquisição e Processamento de Sinais de  
Eletrocardiografia de Uso Contínuo**

ANDRÉIA RIBEIRO DA SILVA E FLAVIA LEITE FRANCELINO

Orientador: Dr. CRISTIANO JACQUES MIOSSO



ANDRÉIA RIBEIRO DA SILVA E FLAVIA LEITE FRANCELINO

**Desenvolvimento e Avaliação de um Equipamento para  
Aquisição e Processamento de Sinais de Eletrocardiografia de  
Uso Contínuo**

Monografia submetida ao curso de graduação  
em Engenharia Eletrônica da Universidade de Bra-  
sília, como requisito parcial para obtenção do Tí-  
tulo de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientador: Dr. Cristiano Jacques Miosso

Brasília, DF

2018

Brasília/DF, Julho de 2018

#### FICHA CATALOGRÁFICA

ANDRÉIA RIBEIRO DA SILVA

FLAVIA LEITE FRANCELINO

Desenvolvimento e Avaliação de um Equipamento para Aquisição e Processamento de Sinais de Eletrocardiografia de Uso Contínuo

70p., 210 × 297 mm (FGA/UnB Gama, Engenharia Eletrônica, 2018)

Trabalho de graduação em engenharia eletrônica

Universidade de Brasília, Campus Gama – FGA/UnB

- |                            |                                 |
|----------------------------|---------------------------------|
| 1. Processamento de sinais | 2. Sinais de eletrocardiografia |
| 3. Classificadores         | 4. Engenharia Biomédica         |
| I. FGA UnB/UnB.            | II. Title (series)              |

#### REFERÊNCIA

SILVA, ANDRÉIA RIBERO DA. Francelino, Flavia Leite (2018). Desenvolvimento e Avaliação de um Equipamento para Aquisição e Processamento de Sinais de Eletrocardiografia de Uso Contínuo. Dissertação de graduação em Engenharia Eletrônica, Universidade de Brasília, Campus Gama, DF, 70p.

## Agradecimentos

Eu, Flavia Leite, agradeço ao meu pai, minha mãe e meus irmãos pela educação e incentivo que sempre me foram dados.

Agradeço aos professores que tive ao longo da vida. Agradeço aos bons e aos ruins professores: aos bons por me inspirarem e me encorajarem! Aos ruins, por me mostrarem o tipo de profissional que eu jamais devo ser!

Em especial, agradeço a professora Maria Betânia por despertar em mim o gosto pela área das exatas. Ao professor Robson Lincoln por nunca subestimar a capacidade de seus alunos. Ao Ricardo Fragelli por motivar os alunos com suas metodologias eficazes de ensino e, não menos importante, ao professor Cristiano Jacques, não só por orientar este projeto, mas, principalmente, por todo cuidado, atenção e profissionalismo que sempre teve com suas turmas. Muito obrigada, senhores, vocês são seres humanos inspiradores!

Um agradecimento especial ao meu amado Jean Michel por ser parceiro e estar comigo, pacientemente, por anos ao longo dessa árdua caminhada, me apoiando e me encorajando a sempre evoluir. Obrigada por ser uma pessoa incrível, meu pontinho de paz em meio à correria do dia a dia.

Sou grata, ainda, aos anjos sem asas que a vida colocou em meu caminho: Andréia Ribeiro, Paulo Afonso, Paulo Markes, Gabriela Barbosa, David Dobkowski, Daniel Souza, Luciana Alves, Diogo Motoca, Maria Clara, Thais Sales, Edilaine Gonçalves, Eduardo Henrique, Paulo Henrique, Lucas Delfino, Áleff Antônio e tantos outros. Vocês são, para mim, muito mais do que simples colegas de faculdade. Apoiaram-me em momentos cruciais, sejam com caronas, estudos em grupos, troca de materiais, indicações sobre vagas de estágio ou com uma mera conversa descontraída que me arrancaram sorrisos e gargalhadas. Não posso me esquecer da Vanessa Freitas, Luciana Alves Rodrigues e Brena Carolyn por entenderem minha ausência e se fazerem presentes através de uma mensagem, ligação ou de um breve encontro. Obrigada, amigos, por tornarem esse percurso um pouco mais agradável.

Sou grata, também, a todos os meus ex-supervisores de estágio: Cláudia Martins, Vitória Chagas e Paulo Rogério. Obrigada pelas oportunidades e por compartilharem comigo parte de seus conhecimentos. Obrigada por sempre colocarem o meu curso a frente do estágio. Foi um prazer conhecê-los. Além dos supervisores, agradeço aos colegas de trabalho: aos meninos do Anchieta pelas trocas de experiências e risadas. A Kerolin Freitas pelo treinamento e, também, pela amizade. Aos “meninos da Anatel” por estarem sempre dispostos a sanarem as minhas dúvidas e por alegrarem o ambiente com seu bom humor e alto astral.

Obrigada a todos!

Com carinho, Flavia Leite Francelino.



Se você está lendo esta página é porque eu consegui. E não foi fácil chegar até aqui. Foi um longo caminho percorrido. Nada foi fácil, nem tampouco tranquilo.

Eu, Andréia Ribeiro, agradeço primeiramente a Deus por sempre me amparar, me guiar em todos os momentos de minha vida, por ter me dado saúde e força para superar as dificuldades e por me proporcionar fazer estes agradecimentos a todos que transformaram a minha vida para melhor e que proporcionaram a minha evolução.

Agradeço a minha mãe Eveny, que é uma guerreira que me deu apoio e incentivo nas horas difíceis, de desânimo e cansaço. Obrigada pela determinação e luta ao longo destes anos, por ter me encorajado a perseguir meus sonhos, por ter sempre acreditado em mim e por sempre manter a fé na minha vitória!

Agradeço ao meu pai Geraldo (*in memoriam*), que infelizmente não pode estar presente neste momento tão feliz de minha vida e nem na minha formatura, mas não poderia deixar de fazer uma homenagem a ele neste trabalho, pois se hoje estou aqui, devo muitas coisas a ele e por seus ensinamentos e valores passados. Embora não esteja mais neste mundo, espero que esteja muito orgulhoso da pessoa que sou, as suas lembranças continuam presentes em minha vida e irão continuar para sempre em minha memória e em meu coração. Saudades eternas! Obrigado por tudo, eu nunca vou esquecer de você meu amado e querido pai!

Agradeço aos meus irmãos: Roberto, Paulo e André, a minha tia Adélia e a minha cunhada Mikaellen por me ajudarem a chegar ao fim desse ciclo e sei que sem a ajuda e compreensão de minha família, este trabalho e muitos dos meus sonhos não se realizariam!

Agradeço a todos os professores que passaram por minha vida e por terem desempenhado com tanta dedicação, amor e paciência as aulas ministradas e dos quais considero grandes mestres, com quem aprendi muito sobre a vida, dentro e fora da sala de aula. Em especial, agradeço a professora do ensino fundamental Maria Betânia por desde o início ter me motivado a ser uma pessoa melhor e inspirado a minha paixão pela matemática. Muito obrigado, aos professores do ensino médio: Robson Lincoln, Margaret Gonçalves e Kleber Xavier por sempre estarem dispostos a ajudar e contribuir para um melhor aprendizado e não somente por terem me ensinado, mas por terem me feito aprender! Agradeço ao querido orientador Cristiano Jacques por ser um excelente professor e exemplo de profissional, a qual me espelho e por toda paciência, gentileza e ajuda fornecida para que este trabalho fosse concluído com o êxito esperado. Sou muito grata por todo o empenho dedicado por ele e acompanhamento dado para à elaboração deste trabalho. Assim, estes professores merecem os meus eternos agradecimentos!

Agradeço aos irmãos do coração que Deus colocou em minha vida, que estiveram ao meu lado, me apoiando, me ajudando durante esta longa jornada e que muitas vezes compartilhei momentos de tristezas, alegrias, angústias e ansiedade. Sou muito grata aos amigos verdadeiros que escolhi para conviver: Flávia Leite, Vanessa Freitas, Tatielen Pereira, Edilaine Gonçalves, Luciana Alves, Thais Salles, Ana Paula Chavier, Gabri-

ela Barbosa, Thompson Silva, Samuel Medeiros, Thiago Lima, Michel Ramos, Henrique Medeiros, Patrick Ferreira, Josiane Alves, Daniel de Souza, Nathália Jeane e Adelina Oliveira.

Agradeço ao meu supervisor de estágio Paulo Rogério Tarchetti e aos outros servidores da Anatel que souberam me conduzir no estágio da melhor maneira possível para que assim pudesse conciliar o estágio sem atrapalhar as minhas atividades acadêmicas.

A todos aqueles que sempre confiaram em mim, que direta ou indiretamente contribuíram para que eu pudesse ter um caminho mais fácil e prazeroso durante esses anos e que fizeram parte da minha vida, o meu muito obrigada!

Com vocês, queridos, divido a alegria desta experiência, Andréia Ribeiro.

**FGA/UnB – Universidade de Brasília, Campus Gama**

**Desenvolvimento e Avaliação de um Equipamento para  
Aquisição e Processamento de Sinais de Eletrocardiografia de  
Uso Contínuo**

***Andréia Ribeiro da Silva***

***Flavia Leite Francelino***

Monografia submetida ao curso de graduação em  
Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília,  
como requisito parcial para obtenção do título de  
Bacharel em Engenharia Eletrônica.

APROVADA POR:

---

Prof. Cristiano Jacques Miosso, PhD  
(Orientador)

---

Prof. Adson Ferreira da Rocha, PhD  
(Examinador interno)

---

Prof. Leandro Xavier Cardoso, PhD  
(Examinador interno)

## Resumo

Sabe-se que a análise dos sinais bioelétricos emitidos pelo corpo humano é relevante para o estudo de doenças e anormalidades, bem como para o desenvolvimento de equipamentos médicos. Com isso, vem sendo possível desenvolver dispositivos que auxiliam a monitorar sinais biológicos importantes à saúde durante a realização de atividades cotidianas, por exemplo. Um desses sinais é o de eletrocardiografia, que permite detectar diversas doenças cardiovasculares de grande risco para a população. Há cardiologistas que digam que uma boa consulta cardiológica e um eletrocardiograma bem interpretado podem diagnosticar mais de 90% dos problemas cardíacos, principalmente os congênitos, poupando milhares de vidas. Atualmente, há vários métodos não invasivos que possibilitam um diagnóstico seguro e preciso da situação do aparelho cardiovascular. É inegável que ferramentas computadorizadas sofisticadas aplicadas à eletrocardiologia incrementam os diagnósticos tornando-os mais precisos e refinados. No entanto, o problema crucial é a falta de um equipamento que, além de ser portátil e possibilitar o uso diário, permita a aquisição e visualização para viabilizar as análises científicas a serem feitas, ou seja, não há uma instrumentação apropriada para realizar este tipo de análise. Apesar de existirem soluções portáteis para aquisição do sinal de eletrocardiografia, essas soluções não agregam as funções de monitorar, visualizar e de processar a informação de maneira embarcada. Assim sendo, este projeto consiste no desenvolvimento e avaliação do protótipo de um equipamento portátil para aquisição, pré-processamento, visualização e classificação de sinais de ECG, que tem por objetivo permitir que o paciente realize exames sem a necessidade de deslocar-se a um estabelecimento assistencial de saúde. O hardware implementado é um sistema de aquisição de eletrocardiografia formado por um módulo de aquisição de ECG (AD8232), um regulador de tensão (LM2596) e um microcomputador, BeagleBone Black (BBB), o qual possui uma unidade de processamento programável em tempo real (PRU) que adquire o sinal a uma taxa constante de 1 KHz. Elaborou-se um programa para essa aquisição que permitiu a aquisição de sinais reais e em tempo real, bem como a gravação dos sinais a uma taxa testada de 1 KHz. A PRU é programada em Assembly, com clock de execução de 200 MHz o que faz com que a maioria das operações leve 5 ns para executar, com exceção do acesso à memória externa ao PRU. Há, ainda, outro programa que manda os dados, via socket, da PRU para o ARM, processador do BBB. Para contornar a presença de alguns ruídos provenientes da rede elétrica, foram implementados quatro filtros Butterworth de ordem 6 – o que ocasionou um atraso de 12 ms – todos rejeita faixa com faixa de rejeição de 4 Hz. Cada filtro em um harmônico e o principal na frequência de 60 Hz. Notou-se que a aquisição com filtragem *online* implicou em um sinal bem mais limpo do que o sinal capturado com o sistema que não possuía filtragem online. Ambos os sistemas salvam a janela adquirida a cada 20 segun-

dos. Salvam tanto a versão filtrada, quanto a versão não filtrada. Em resumo, o sistema implementado visa a praticidade, maior autonomia e auxílio no tratamento e diagnóstico de doenças cardiovasculares, podendo ser utilizado no monitoramento de pacientes cardíacos em diversos ambientes, como hospitalar, enfermarias, residências e até em universidades para o desenvolvimento de pesquisas científicas em que sua aplicabilidade seja necessária.

**Palavras-chave:** Eletrocardiografia (ECG), Equipamento, Diagnóstico, Doenças cardíacas.

## Abstract

Bioelectrical signals are transmitted all the time by the human body, these signals are relevant not only to understand diseases, but also to build new medical equipments. One of these signals is the electrocardiography signal. It allows to detect many kind of cardiovascular diseases. According to some cardiologists, 90% of cardiac problems can be avoided analyzed by a good electrocardiography equipment. Nowadays, a wide field of non invasive methods that allows a safe and accurate cardiovascular diagnostics. Moreover, new computer tools are being created and used to improve diagnostics analysis in this area. However, the main health analysis problem is the lack of equipment. Usually, these equipment are not portable and cause many difficulties to acquire and show data. Besides exist portable solutions to acquire electrocardiography signals, they are not effective for portable devices. This way, this final project consists on the development of an equipment prototype to acquire data. Also, process, visualize, e classify ECG signals. The hardware is loaded with an ECG (AD8232) battery module, a voltage regulator (LM2596) and a black microcomputer from BeagleBone (BBB), which has a real-time programmable processing unit (PRU) that requires the sending a constant rate of 1 KHz. We devised a program to have the battery of signals once and a time, a signal tested 1 KHz. The PRU is programmed in Assembly, with a 200 MHz execution clock which causes most levels of execution to be executed, with the exception of PRU. There is also another program that sends the data, via socket, of the PRU to the ARM, of the processor BBB. In order to avoid the presence of some noise coming from the power grid, four Butterworth filters of order 6 were implemented - which caused a delay of 12 ms – all the output requests with 4 Hz rejection interval. Each filter is in harmonic and the main filter in the frequency of 60 Hz. It was noted that the acquisition with online filtration implied a much cleaner signal than the signal captured with the system that did not have online filtration. Both systems save an acquired window every 20 seconds. They save both a filtered version and an unfiltered version. In other words, the hardware and software development allows signal acquirement of patients at home, this way the project consists in a home care health base that can be used in hospitals, home, and even universities for the development of new research.

**Keywords:** Electrocardiography (ECG), Equipment, Diagnosis, Cardiac diseases.

## Lista de Siglas e Abreviaturas

ADC - Conversor Analógico-Digital

AVC - Acidente Vascular Cerebral

BBB - BeagleBone Black

CDI - Cardioversor Desfibrilador Implantável

DFT - Transformada Discreta de Fourier

ECG - Eletrocardiografia

EMG - Eletromiográfico

FIR - Resposta ao Impulso Finita (do inglês *Finite Impulse Response*)

FN - Falsos Negativos

FP - Falsos Positivos

IIR - Resposta Impulsional Infinita (do inglês *Infinite Impulse Response*)

MAPA - Monitorização Ambulatorial da Pressão Arterial

OMS - Organização Mundial da Saúde

OPAS - Organização Pan-Americana da Saúde

PCI - Placa de Circuito Impresso

PPGEB - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

PRU - Unidade de Processamento Programável de Tempo Real

ROC - Característica de Operação do Receptor (do inglês *Receiver Operating Characteristic*)

SM - Síndrome Metabólica

SVM - Máquinas de Vetores de Suporte (do inglês *Support Vector Machines*)

VN - Verdadeiros Negativos

TOTG - Teste Oral de Tolerância a Glicose

UTI - Unidade de Terapia Intensiva

VP - Verdadeiros Positivos



# Sumário

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>18</b>
1.1	Contextualização e Problematização . . . . .	18
1.2	Proposta . . . . .	20
1.3	Objetivos . . . . .	21
1.3.1	Objetivo Geral . . . . .	21
1.3.2	Objetivos Específicos . . . . .	21
1.4	Justificativa . . . . .	22
<b>2</b>	<b>Fundamentação Teórica</b>	<b>24</b>
2.1	Eletrocardiograma . . . . .	24
2.2	Digitalização de Sinais . . . . .	32
2.3	Associação entre a Síndrome Metabólica e os Sinais de Eletrocardiografia	34
2.4	Métricas de Desempenho para Avaliação de Classificadores . . . . .	35
<b>3</b>	<b>Metodologia</b>	<b>37</b>
3.1	Seleção de <i>Hardware</i> . . . . .	37
3.1.1	Plataforma Computacional . . . . .	37
3.1.2	Módulo de Aquisição . . . . .	39
3.1.3	Módulo Regulador de Tensão LM2596 . . . . .	41
3.1.4	Descrição da Avaliação da Taxa de Amostragem do Sistema Desenvolvido . . . . .	42
3.2	Avaliação Por Meio da Visualização de Sinais de ECG . . . . .	42
3.3	Avaliação da Qualidade Objetiva dos Sinais Adquiridos . . . . .	42
3.4	Filtragem dos Sinais Adquiridos . . . . .	43
3.5	Sistema de Aquisição dos Sinais de ECG . . . . .	44
3.6	Desenvolvimento do Programa de Aquisição e Gravação dos Sinais de ECG	47
<b>4</b>	<b>Resultados e Discussões</b>	<b>48</b>
4.1	Avaliação da Taxa de Amostragem Obtida com o Conversor A/D do <i>BeagleBone Black</i> . . . . .	48
4.2	Avaliação da Relação Sinal-Ruído Para Sinais Pré-Gravados . . . . .	48
4.3	Resultados de Aquisição de Sinais de ECG . . . . .	52
4.3.1	Sinais adquiridos em Modo <i>Offline</i> sem filtragem digital e com alimentação pela rede elétrica . . . . .	52
4.3.2	Sinais Adquiridos em Modo <i>Online</i> , com filtragem digital e com alimentação pela rede elétrica . . . . .	55

4.3.3	Sinais Adquiridos em Modo <i>Offline</i> , com filtragem digital e com alimentação pela rede elétrica . . . . .	58
4.3.4	Sinais adquiridos em Modo <i>Online</i> , com filtragem digital e com alimentação por bateria . . . . .	61
4.3.5	Observações Práticas Sobre o Uso do <i>BeagleBone Black</i> para a implementação do sistema de aquisição de ECG . . . . .	63
<b>5</b>	<b>Conclusão</b>	<b>64</b>

## Lista de Tabelas

# Lista de Figuras

2.1	Potencial de ação da célula cardíaca de resposta rápida. Fonte: [22]. . . .	25
2.2	Geração de potencial de ação numa célula excitável. Fonte: [11]. . . . .	26
2.3	Gráfico de um Eletrocardiograma típico, mostrando a onda P, o complexo QRS, as ondas T e U. Fonte: [11]. . . . .	27
2.4	Estrutura do coração e fluxo do sangue pelas câmaras e valvas cardíacas. Fonte: [15]. . . . .	27
2.5	Diagrama em blocos de um ECG diagnóstico. Fonte: [13]. . . . .	29
2.6	Triângulo de <i>Einthoven</i> . Fonte: [13]. . . . .	29
2.7	Colocação dos 9 eletrodos usados para obter as 12 derivações clássicas. Fonte: [13]. . . . .	30
2.8	Derivação bipolar: (a) derivação I; (b) derivação II; (c) derivação III; (d) técnica para derivar o vetor cardíaco (no centro do triângulo), a partir das projeções geométricas dos vetores de membros. Fonte: [13]. . . . .	30
2.9	(a) Central de <i>Wilson</i> ; (b) a (d) derivações aumentadas aVR, aVL e aVF; (e) relações entre os vetores das derivações de membros e as derivações aumentadas no plano frontal. Fonte: [13]. . . . .	31
2.10	Derivações pré-cordiais: o eletrodo ligado à entrada não inversora do amplificador é o eletrodo explorador, colocado em uma das posições pré-cordiais, um de cada vez. Fonte: [13]. . . . .	31
2.11	Composição espectral dos sinais captados pelos eletrodos de ECG e composições espectrais de artefatos de movimento e ruído muscular - sinais que interferem no registro do ECG. Fonte: [13]. . . . .	32
3.1	Placa de desenvolvimento embarcado, <i>Beaglebone Black</i> . . . . .	37
3.2	Placa de desenvolvimento embarcado, <i>Raspberry Pi 3 B</i> . . . . .	38
3.3	Módulo de aquisição de ECG AD8232 acompanhado do cabo de aquisição e eletrodos adesivos. . . . .	40
3.4	Módulo Regulador de Tensão LM2596. . . . .	41
3.5	Esquemático ilustrativo do sistema de aquisição dos sinais de ECG. . . .	44
3.6	Esquema elétrico do circuito de aquisição. . . . .	45
3.7	Visualização 3D da PCI: vista superior e inferior, respectivamente. . . .	45
3.8	<i>Layout</i> das trilhas de cobre para confecção da PCI. . . . .	46
3.9	Alguns passos da confecção da PCI. . . . .	46
3.10	Sistema completo de aquisição dos sinais de ECG. . . . .	47
4.1	Gerador de sinais de função arbitrária (modelo FY3200S). . . . .	49
4.2	Amostras de um sinal adquirido, filtrado e injetado no gerador de sinais de função arbitrária. . . . .	49

4.3	Sinal de ECG pré-gravado (de fábrica) no próprio gerador de sinais. . . .	50
4.4	Sinal de ECG pré-gravado (de fábrica) no próprio gerador de sinais porém, agora, injetado no sistema de aquisição. . . . .	50
4.5	Sinal adquirido e injetado no gerador de sinais. . . . .	51
4.6	Sinal adquirido, injetado no gerador de sinais e, agora, injetado no sistema de aquisição com filtragem <i>online</i> . . . . .	51
4.7	Sinal de ECG adquirido, filtrado e injetado no gerador de sinais. . . . .	52
4.8	Sinal de ECG adquirido, filtrado, injetado no gerador de sinais e, agora, injetado no sistema de aquisição. . . . .	52
4.9	Sinal Analógico 1 Adquirido. . . . .	53
4.10	Espectro (em módulo) do Sinal Analógico 1. . . . .	53
4.11	Sinal Analógico 2 Adquirido. . . . .	54
4.12	Espectro (em módulo) do Sinal Analógico 2. . . . .	54
4.13	Sinal Analógico 3 Adquirido. . . . .	55
4.14	Espectro (em módulo) do Sinal Analógico 3. . . . .	55
4.15	Projeto de filtros digitais implementados para as frequências de 60 Hz e de seus três harmônicos. . . . .	56
4.16	Representação gráfica da aquisição de sinais reais de ECG utilizado filtragem digital e com alimentação pela rede elétrica. . . . .	56
4.17	Zoom aplicado no sinal filtrado do sinal ruidoso injetado pelo gerador de funções utilizando filtragem digital. . . . .	57
4.18	Zoom aplicado no sinal ruidoso não filtrado do sinal injetado pelo gerador de funções utilizando filtragem digital. . . . .	57
4.19	Sinal Analógico 1 Filtrado. . . . .	58
4.20	Espectro Filtrado (em módulo) do Sinal Analógico 1. . . . .	59
4.21	Sinal Analógico 2 Filtrado. . . . .	59
4.22	Espectro Filtrado (em módulo) do Sinal Analógico 2. . . . .	60
4.23	Sinal Analógico 3 Filtrado. . . . .	60
4.24	Espectro Filtrado (em módulo) do Sinal Analógico 3. . . . .	61
4.25	Representação gráfica da aquisição de sinais reais de ECG utilizado filtragem digital e com alimentação por bateria. . . . .	61
4.26	Zom aplicado para melhor visualização do sinal filtrado de ECG pré-gravado (de fábrica) do próprio gerador de funções. . . . .	62
4.27	Zoom aplicado para melhor visualização do sinal não filtrado de ECG pré-gravado (de fábrica) do próprio gerador de funções. . . . .	62

# 1 Introdução

## 1.1 Contextualização e Problematização

Os sinais de eletrocardiografia permitem detectar diversas doenças cardiovasculares de grande risco para a população. Doenças cardiovasculares se referem a disfunções que afetam o coração ou os vasos sanguíneos. Os problemas cardiovasculares podem estar associados a ataques cardíacos e acidentes vasculares cerebrais (AVC's) que, geralmente, são causados pelo depósito de placas de gordura no interior das artérias que dificultam a circulação sanguínea e podem até interromper o fluxo do sangue para o coração ou para o cérebro. Hemorragias em vasos sanguíneos do cérebro ou coágulos de sangue também podem ser a causa do impedimento da circulação sanguínea para esses órgãos [30].

Dados da Organização Mundial da Saúde (OMS) em conjunto com a Organização Pan-Americana da Saúde (OPAS) revelam que, “[...] as doenças cardiovasculares são as principais causas mundiais de morte. Estima-se que 17,5 milhões de pessoas morreram por doenças cardiovasculares em 2012, representando 31% de todas as mortes em nível global [...]” [30].

Segundo o Dr. Carlos Alberto Pastore, cardiologista e diretor do Serviço de Eletrocardiologia do Instituto do Coração do Hospital das Clínicas (Incor-HCFMUSP), “Uma boa consulta cardiológica e um eletrocardiograma bem interpretado podem diagnosticar mais de 90% dos problemas cardíacos, principalmente os congênitos, poupando milhares de vidas”.

Como afirma [25], o “monitoramento e a análise dos sinais fisiológicos de pacientes são amplamente utilizados na medicina como forma de diagnosticar doenças ou na avaliação do quadro clínico de um paciente.” Em meio aos vários sinais fisiológicos monitorados, um dos mais observados é a atividade elétrica cardíaca. Esta atividade pode ser comparada à energia em dois fios de cobre com polaridades diferentes. Essa diferença de potencial gera os sinais de ECG, captados por eletrodos colocados em pontos específicos da superfície do corpo, que são registrados nos gráficos do eletrocardiograma e comparados com gráficos padrões, possibilitando, então, a avaliação do estado de normalidade ou alteração dos músculos e nervos do coração.

Embora seja de simples execução, o eletrocardiograma tem importância fundamental no diagnóstico desde condições normais até outras muito graves. Possui ainda a vantagem de ser um recurso prático, de rápida obtenção, seguro, reprodutível e pode ser usado em grandes estudos devido a sua boa relação custo/benefício. Dentro deste contexto, a realização do exame tem sido um elemento definidor no diagnóstico de doenças cardiovasculares [23].

Mais que identificar irregularidades, o exame auxilia a monitorar dispositivos implantados no coração, como marca-passos e cardioversor desfibrilador implantável (CDI), por exemplo. O monitoramento destes dispositivos, bem como da atividade elétrica cardíaca, pode ser feito de diversas maneiras, sendo as mais comuns o eletrocardiograma de repouso e o de esforço. O primeiro é efetivo para o controle de doenças cardíacas já identificadas e, como explica [25], “[...] geralmente é realizado em consultórios médicos, levando apenas alguns minutos para ser realizado, em outros casos, quando é necessário monitorar a atividade elétrica cardíaca por um longo período de tempo, o eletrocardiograma é realizado em sistema de *home care* [...]”. Já o exame de esforço, por sua vez, é acompanhado de outro aparelho de exercício aeróbico e serve para avaliar o coração sob condições de estresse.

Recomenda-se que sejam realizados ambos os tipos de eletrocardiograma com intuito de analisar o estado do coração sob esforço físico, já que em repouso o ECG de uma pessoa pode não apresentar alterações, porém, quando submetida ao esforço podem surgir alterações relevantes que possam preconizar doença cardíaca, principalmente a contração das artérias do miocárdio (isquemia miocárdica), resultando em falta de sangue para o coração [28]. Por isso, a importância do exame na avaliação de atletas para prevenir a morte súbita por problemas cardiovasculares.

Um estudo sobre o perfil eletrocardiográfico de atletas integrantes de uma equipe brasileira dos XI Jogos Paraolímpicos de *Sydney* 2000 revelou que “além da detecção precoce de doença cardiovascular possibilitar a exclusão de atletas de alto risco para morte súbita cardíaca, em muitas circunstâncias ela permite também intervenções terapêuticas oportunas que podem prolongar a vida destes indivíduos” [32].

As necessidades específicas dos médicos, aliadas a evolução do método de diagnóstico, resultaram em diferentes variantes do exame de eletrocardiografia original, feito com o paciente deitado e em repouso [49]. Atualmente, há vários métodos não invasivos que possibilitam um diagnóstico seguro e preciso da situação do aparelho cardiovascular. São eles: o teste ergométrico, citado anteriormente; o sistema *holter*, para avaliação de arritmias, “[...] que coleta sinais cardíacos durante horas ou até mesmo dias e faz o acompanhamento contínuo da atividade elétrica do coração durante um dia normal na vida do indivíduo [42].”; o sistema de monitorização da pressão arterial (M.A.P.A.) que por um pequeno equipamento acoplado na cintura ao braço do paciente, permite analisar o comportamento da pressão arterial durante as várias atividades habituais da pessoa, incluindo o período de sono noturno, aferindo a pressão a cada 15 ou 30 minutos [49].

É inegável que ferramentas computadorizadas sofisticadas aplicadas à eletrocardiologia incrementam os diagnósticos tornando-os mais precisos e refinados. No entanto, “[...] um dos principais problemas no monitoramento cardíaco por longos períodos é a redução da mobilidade do paciente. Isso decorre do paciente estar conectado fisicamente a um equipamento que em geral não é portátil [...]” [27]. Uma possível solução para resolver

esse problema seria o desenvolvimento de um equipamento de uso contínuo – e por isso o ideal seria que ele fosse portátil e de baixo custo – para aquisição e visualização de sinais de eletrocardiografia durante o cotidiano do indivíduo. A elaboração deste equipamento facilitaria a análise e o desenvolvimento de pesquisas científicas. Neste contexto, é interessante, devido à praticidade, poder capturar sinais de ECG no dia a dia e ao mesmo tempo poder visualizá-los, de maneira simples e no próprio equipamento, enquanto os mesmos estão sendo coletados, ainda que a visualização seja uma versão subamostrada do sinal.

## 1.2 Proposta

Existem pesquisas em andamento no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB), como o [18], por exemplo, que utilizam sinais de eletrocardiografia para classificação de Síndrome Metabólica (SM) e outras condições. Essas pesquisas têm avaliado esses classificadores com base em banco de sinais disponibilizados publicamente, não havendo, ainda, um equipamento com um sistema para aquisição e extração de características cujo quais classificadores possam ser acoplados para um diagnóstico individual da síndrome.

Diante da ausência deste equipamento, essas pesquisas levantam as seguintes questões: com que eficiência, sensibilidade, acurácia e taxa de erro a medição de determinadas características do sinal de ECG permite detectar a Síndrome Metabólica? Quais dessas características tem a maior correlação com a Síndrome Metabólica? Quais levam ao melhor desempenho? Essas são sim perguntas relevantes, porém, o que realmente falta não são suas respostas. O problema crucial é a falta de um equipamento portátil e de uso diário que permita a aquisição e visualização para viabilizar as análises científicas a serem feitas, ou seja, não há uma instrumentação apropriada para realizar este tipo de análise. Sabe-se que, atualmente, já existe o equipamento *holter*, porém, uma de suas desvantagens é que o usuário o utiliza e não tem a certeza imediata se o aparelho está capturando o sinal, uma vez que a visualização deste não é disponibilizada. Além disso, o *holter* realiza a aquisição do sinal para análises *offlines*, mas o interessante para a realização das pesquisas seria a elaboração de um equipamento que permitisse a aquisição e processamento *online* e de sinais reais.

O equipamento proposto poderia ainda, posteriormente, ser o próprio sistema a fazer, prontamente, a classificação e disponibilização dos resultados para a Síndrome Metabólica e outras condições podendo, então, abranger outras pesquisas em que, por exemplo, a classificação em modo *online* seja de interesse.

Dessa forma, apesar de existirem soluções portáteis para aquisição do sinal de eletrocardiografia, essas soluções não agregam as funções de monitorar, visualizar e de processar a informação de maneira embarcada.



Neste trabalho a ideia é passar a fazer a avaliação dos sinais adquiridos em situações mais específicas, como analisar o sinal de ECG em diversos períodos ao longo do dia com intenção de verificar se há variação na classificação da Síndrome Metabólica. Além disso, colocar em prática os classificadores que já foram desenvolvidos para que, assim, se possa testar em participantes toda essa classificação. Outra possível aplicação seria a utilização do dispositivo para a realização de treinamento em testes de algoritmos e técnicas de processamento de sinais. Posto isto, se faz necessário o desenvolvimento de um protótipo para aquisição, pré-processamento, visualização e classificação de sinais de ECG que auxilie as pesquisas que estão em andamento. Logo, esse projeto será feito em parceria com o Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

Neste trabalho, a proposta é desenvolver um sistema portátil para aquisição e gravação de sinais de ECG, com tela para visualização em tempo real dos sinais durante a aquisição. O sistema deverá permitir a coleta de sinais a uma taxa de 1 KHz de participantes da pesquisa descrita acerca de Síndrome Metabólica (SM), devendo permitir aquisição em modo contínuo, com gravação das amostras adquiridas a um intervalo pré-configurado (da ordem de 20 segundos) e com a possibilidade de visualização também dos sinais pré-gravados. Além disso, no trabalho do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB) [18], serão implementados sistemas de detecção de SM no próprio sistema, de forma que a aquisição a uma taxa constante não deve interferir na implementação de filtros digitais e classificadores em uma unidade de processamento independente.

## 1.3 Objetivos

### 1.3.1 Objetivo Geral

Desenvolver um equipamento portátil para aquisição de sinais de eletrocardiografia (ECG), processamento embarcado dos sinais da extração dos picos e avaliação de seu desempenho em um estudo de caso visando classificação de ocorrência de Síndrome Metabólica a partir das diversas características do sinal de ECG. O módulo de aquisição não deve ter a taxa de amostragem afetada pelos processamentos realizados para efeito dessa classificação.

### 1.3.2 Objetivos Específicos

Para o cumprimento do objetivo geral de desenvolver e avaliar um sistema de aquisição e processamento de sinais de ECG, deverão ser cumpridas diversas etapas intermediárias, dentre elas:

- I. Realizar o levantamento dos aparatos para aquisição do sinal de eletrocardiografia

- (ECG), conversão analógica/digital, integração com unidade de processamento e embarcação dos algoritmos de processamento para diagnóstico;
- II. Elaborar o esquemático do equipamento a ser desenvolvido;
  - III. Montar e avaliar um protótipo do circuito;
  - IV. Validar o sistema processando os sinais de ECG adquiridos através do circuito montado;
  - V. Testar o funcionamento do equipamento por meio da realização de medições da taxa de amostragem, da qualidade dos sinais adquiridos, e da realização de procedimentos de filtragem para verificação da independência do módulo de aquisição.

## 1.4 Justificativa

Considerando-se a necessidade de uma ferramenta que possa auxiliar o diagnóstico da Síndrome Metabólica e diante do crescimento de estudos ligando sinais de eletrocardiografia à síndrome, o objetivo de desenvolver um equipamento para diagnóstico se torna cada vez mais realizável. Sabe-se que a análise dos sinais bioelétricos emitidos pelo corpo humano é relevante para o estudo de doenças e anormalidades, bem como para o desenvolvimento de equipamentos médicos. A evolução tecnológica vem ajudando no desenvolvimento de dispositivos móveis menores, com maior robustez e capacidade de processamento, o que propicia a combinação da tecnologia com a área da saúde e bem-estar do corpo humano. Com isso, vem sendo possível desenvolver dispositivos que auxiliam a monitorar sinais biológicos importantes à saúde durante a realização de atividades cotidianas [43], por exemplo.

Um equipamento com essas características poderá servir como objeto de estudo e testes para outros alunos de Engenharia Eletrônica desenvolverem novas pesquisas tendo como base o instrumento produzido neste trabalho. Essas pesquisas podem ser, por exemplo, a utilização do dispositivo na classificação de outras anomalias cardíacas. Ou ainda, a monitorização de outros sinais biológicos, tal como o sinal eletromiográfico (EMG).

Assim sendo, este projeto consiste no desenvolvimento e avaliação de um equipamento portátil de aquisição de sinais de ECG, que tem por objetivos permitir que o paciente realize exames sem a necessidade de deslocar-se a um estabelecimento assistencial de saúde. Um equipamento como esse seria um importante aliado à saúde, pois serviria como interface homem-máquina, em aplicações de monitoramento do sinal cardíaco durante determinado período de tempo, visando obter a classificação da Síndrome Metabólica.

Quanto às aplicações fora do ambiente acadêmico, esse equipamento apresenta soluções para cenários importantes. Em hospitais e instituições de saúde a utilização de um dispositivo como este poderia concentrar as informações acerca dos sinais cardíacos de

diversos pacientes. Isso permitiria um monitoramento contínuo e mais eficiente por parte dos médicos e de outros profissionais da saúde envolvidos no diagnóstico e tratamento de doenças cardíacas. Ao mesmo tempo em que dá mais mobilidade aos pacientes, possibilitando a locomoção sem descontinuar o monitoramento, esse sistema de aquisição de sinais de eletrocardiografia contribuiria para o atendimento médico de pacientes em suas próprias residências, o que seria vantajoso para o usuário deste dispositivo.

Em resumo, o *hardware* a ser implementado visa a praticidade, maior autonomia e auxílio no tratamento e diagnóstico de doenças cardiovasculares, podendo ser utilizado no monitoramento de pacientes cardíacos em diversos ambientes, como hospitais, enfermarias, residências e até em universidades para o desenvolvimento de pesquisas científicas em que sua aplicabilidade seja necessária.

## 2 Fundamentação Teórica

### 2.1 Eletrocardiograma

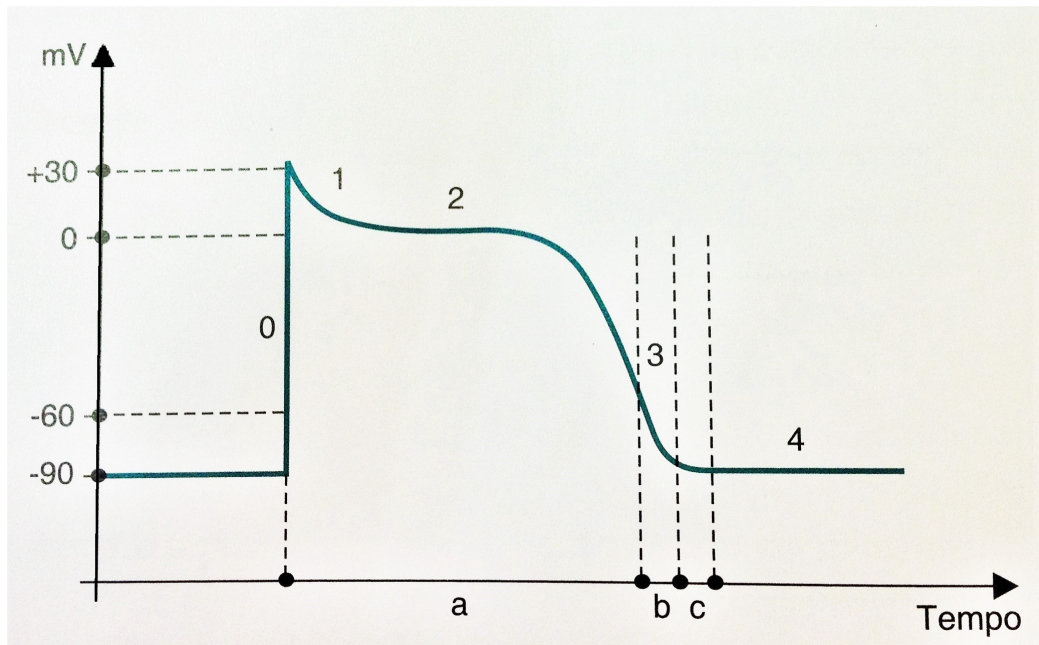
O eletrocardiograma (ECG) é o processo de registro do funcionamento cardíaco (atividade elétrica) ao longo de um período de tempo. Os métodos atuais de aquisição de sinal eletrocardiográfico envolvem o uso de eletrodos pré-gelados e sensores de cabo colocados sobre a superfície corporal do paciente [47]. Segundo o autor [48], [...] “através do ECG é possível monitorar outros parâmetros vitais, tais como taxa respiratória, pressão sanguínea, débito cardíaco e oxigenação do sangue, entre outros.”

O coração é composto basicamente de um músculo especializado (o músculo cardíaco). Dentro dessa especialização desenvolveram-se outras que dão origem às paredes das câmaras, válvulas, nodos marca-passo, feixes de condução de sinal, etc. Cada célula muscular cardíaca do coração é envolta por uma membrana que separa o espaço intracelular do meio externo. Existe um equilíbrio importante no tecido cardíaco entre íons de sódio  $\text{Na}^+$  e de potássio  $\text{K}^+$ . Quando uma célula é estimulada (pela passagem de uma corrente elétrica que momentaneamente aumenta o potencial através da membrana), as propriedades da membrana provocam uma mudança cíclica, e durante este tempo, torna-se permeável ao sódio, isto é, quando uma das células musculares é estimulada, a permeabilidade iônica da membrana é alterada. Na primeira fase, temos um aumento grande na permeabilidade ao sódio  $\text{Na}^+$  e, por causa do aumento no fluxo de  $\text{Na}^+$ , ocorre o aumento de uma grande corrente de sódio para dentro resultante da difusão e a célula comporta-se essencialmente como um dipolo elétrico. Em outras palavras, o dipolo provoca fluxo de corrente nos fluidos corporais circundantes entre as extremidades do coração, resultando em um campo elétrico flutuante em todo o corpo [11, 9, 14].

Esse processo causa que o potencial da membrana, de -70 mV no repouso (ou aproximadamente -90 mV para o caso da membrana cardíaca), aumente na tentativa de equilibrar as correntes iônicas do sódio e do potássio. Ao alcançar esse equilíbrio, um potencial de 20 mV é atingido. A partir disso, a célula se denomina despolarizada e a permeabilidade ao sódio se encontra num nível normal, porém a permeabilidade ao potássio está aumentada. É neste estágio que os íons  $\text{K}^+$  saem em quantidade adequada para trazer o potencial da membrana celular novamente ao estado de repouso (repolarização). Ou seja, as células excitáveis também possuem a capacidade de conduzir um potencial de ação, desde que recebam o estímulo adequado e a membrana da célula é dita polarizada devido ao potencial de repouso estável. Dessa forma, ocupam processos metabólicos que fazem o nivelamento final de íons  $\text{Na}^+$  e  $\text{K}^+$  para levar a célula às concentrações iônicas de repouso. Agora a célula se encontra em descanso e é capaz de ser reestimulada [11, 14, 9].

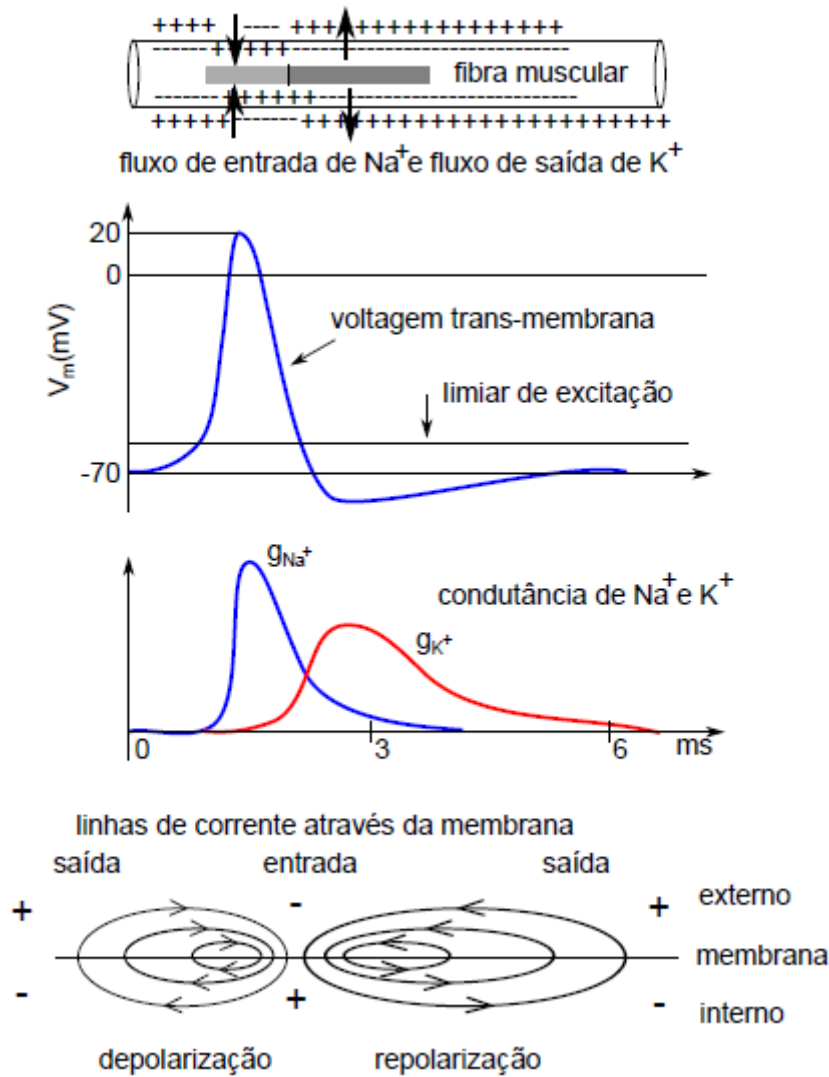
Ainda, de acordo com [14], [...] “o estímulo recebido pela célula é considerado adequado quando gera uma despolarização na membrana suficiente para exceder o potencial limiar (*threshold*) da mesma, possibilitando a condução de um potencial de ação.”

Em suma, nas células dos músculos cardíacos, este fenômeno de despolarização e repolarização ocorre em cinco fases, conforme ilustrado na Figura 2.1: fase 0 (despolarização), fase 1 (repolarização precoce), fase 2 (repolarização lenta ou platô), fase 3 (repolarização rápida) e fase 4 (repouso ou polarização) [21].



**Figura 2.1.** Potencial de ação da célula cardíaca de resposta rápida. Fonte: [22].

Por consequência disso, o autor [11]) afirma que [...] “todas essas atividades celulares descritas ocorrem no coração e formam parte de um processo de transmissão de pulsos elétricos através do coração que, quando são medidos na superfície da pele, formam o eletrocardiograma (ECG)” e isso determina o ritmo cardíaco. É possível observar esse processo por meio da Figura 2.2.

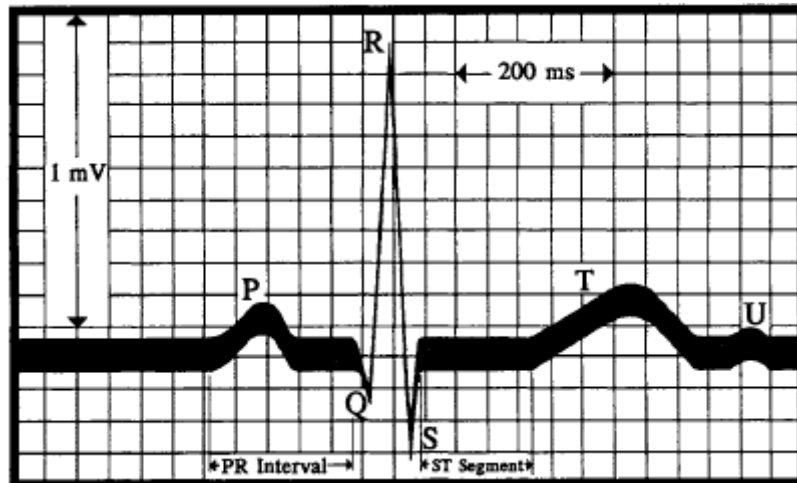


**Figura 2.2.** Geração de potencial de ação numa célula excitável. Fonte: [11].

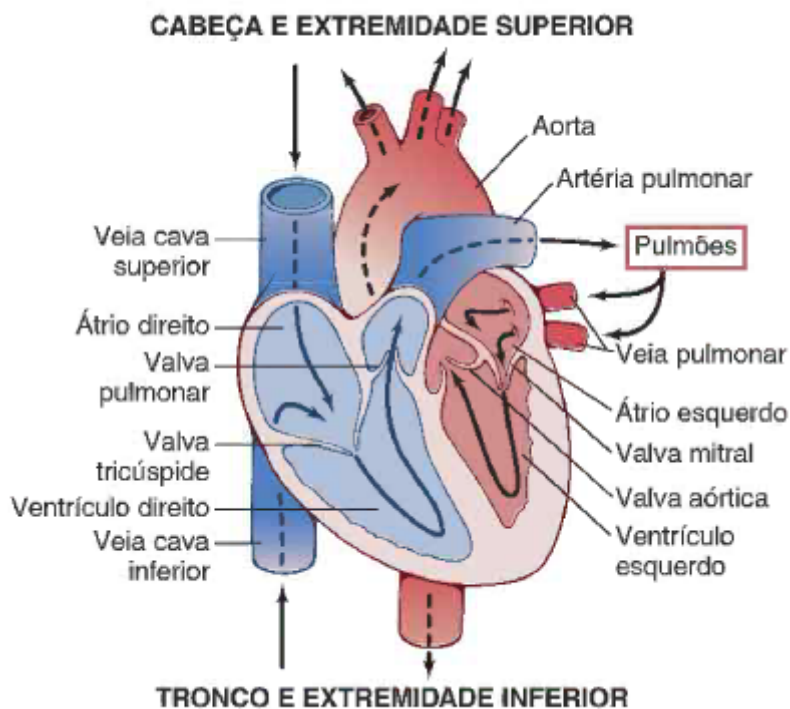
O registro dos potenciais elétricos gerados pelo coração é realizado através de um instrumento denominado eletrocardiógrafo. O eletrocardiógrafo é um instrumento que desempenha uma função essencial para a detecção de qualquer problema associado ao coração com o diagnóstico não invasivo de arritmias e distúrbios de condução. Ademais, tem papel muito importante nos quadros isquêmicos coronarianos, constituindo-se em um marcador de doença cardiovascular e a sua aquisição é extremamente simples e barata, o que facilita o uso do sinal para a tarefa de biometria [16, 17, 23, 46].

Um traço ECG típico é mostrado na Figura 2.3, sendo composto por um conjunto de ondas. A onda P é causada pela despolarização atrial, antes da contração do átrio e representa a ativação sequencial da ativação atrial direita e esquerda. As ondas denominadas “Onda Q”, “Onda R” e “Onda S” dão origem ao complexo QRS, formado pelos potenciais gerados pela despolarização ventricular, antes de sua contração (ativação simultânea dos ventrículos direito e esquerdo). Segundo [15], [...] “no intervalo entre as

ondas P e Q, ocorre a passagem de sangue dos átrios para os ventrículos através da valva mitral e da valva tricúspide”, conforme podem ser vistas na Figura 2.4. A onda denominada “Onda T” é produzida pelo retorno do potencial de membrana das fibras musculares ventriculares ao seu valor de repouso (repolarização ventricular), ao término da contração. Dependendo da pessoa, pode-se apresentar também uma onda denominada “Onda U” após a onda T [10].



**Figura 2.3.** Gráfico de um Eletrocardiograma típico, mostrando a onda P, o complexo QRS, as ondas T e U. Fonte: [11].



**Figura 2.4.** Estrutura do coração e fluxo do sangue pelas câmaras e valvas cardíacas. Fonte: [15].



Um dos problemas mais comuns no registro do ECG é que o mesmo é sujeito a interferências de outros sinais do ambiente ou do próprio corpo do paciente, sendo essas interferências de diversas naturezas. Uma das interferências que podem ser mencionadas é a interferência da linha de 60 Hz que costuma ser maior que o próprio sinal de interesse [9, 13].

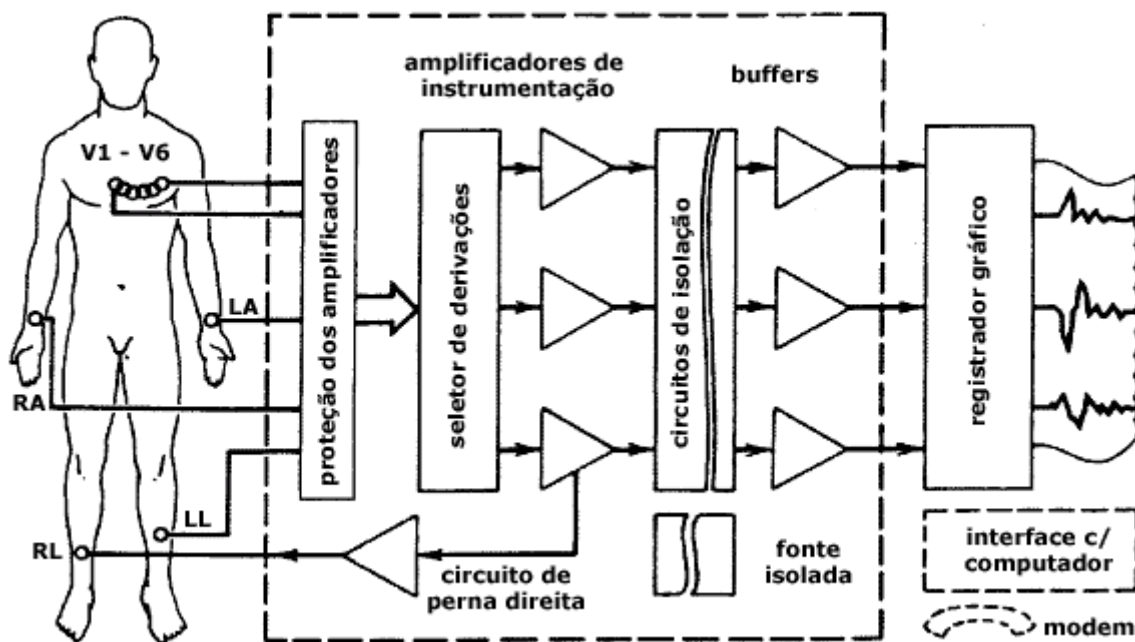
As interferências ocasionadas por fontes biológicas e artefatos podem ser definidas como potenciais de pele, onde a interface pele-gel-eletrodo pode acumular potenciais superiores a 25 mV. Essa interferência pode ser reduzida por meio da raspagem ou punção da pele, que elimina sua camada morta superficial e, no caso da punção, ultrapassa a barreira de outras camadas da pele, aumentando o contato elétrico. O recurso mais comum para que os potenciais CC também sejam eliminados é através da utilização de filtros passa-altas [9, 13].

Outro grande obstáculo para se obter sinais de boa qualidade é o fenômeno de desvio de linha de base, que pode ocorrer devido a influência de miogramas (sinais musculares indesejados) ou eletrodos mau conectados na superfície corporal do paciente. Dessa maneira, artefatos de movimento são sinais produzidos pelo movimento relativo entre pele e eletrodo, com modificação da linha de base ou presença de ruído no traçado, dificultando sua interpretação [9, 13].

Além disso, existe a interferência do ruído muscular e acontece quando os potenciais de ação da musculatura esquelética têm a mesma faixa de amplitude do ECG, mas sua faixa de frequência é maior. Algumas das formas encontradas para eliminar os ruídos musculares e assim diminuir este tipo de interferência é através do uso de filtros passa-baixas e, além da colocação adequada dos eletrodos e do repouso do paciente [9, 13].

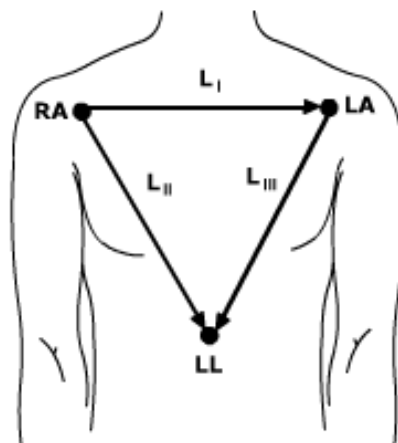
Atualmente, um sistema de eletrocardiografia típico consiste em 12 derivações, o que implica na utilização de 12 eletrodos distribuídos pela superfície corporal do paciente, como pode ser observado na Figura 2.5 apresentada seguir e quanto mais derivações, mais informações são fornecidas. Dessa maneira, para ler um ECG e extrair o máximo de informações possíveis, é necessário compreender o sistema de 12 derivações [13, 47].





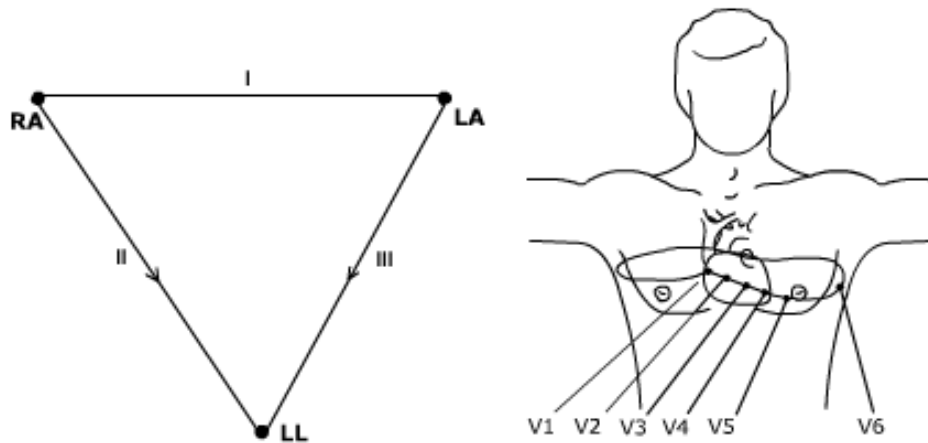
**Figura 2.5.** Diagrama em blocos de um ECG diagnóstico. Fonte: [13].

Tratando-se do equilátero de *Einthoven* (derivações I, II e III), pode-se afirmar que os eletrodos correspondentes, mostrado na Figura 2.6, são geralmente colocados sobre os pulsos (RA e LA) e no tornozelo esquerdo [13].



**Figura 2.6.** Triângulo de *Einthoven*. Fonte: [13].

Para diminuir interferências elétricas, os 9 eletrodos restantes, ilustrados na Figura 2.7, são conectados 1 em cada braço, 1 na perna esquerda, 6 no peito e 1 na perna direita [13].

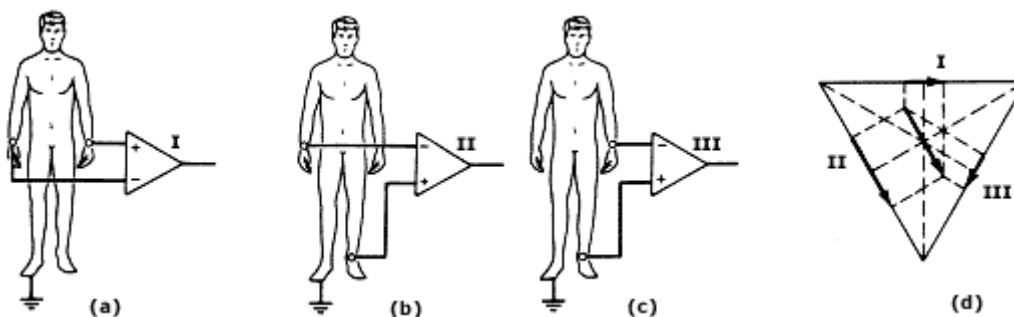


**Figura 2.7.** Colocação dos 9 eletrodos usados para obter as 12 derivações clássicas. Fonte: [13].

Na rede de resistores conhecida como central de *Wilson* são conectadas os eletrodos LL, LA e RA e através dessa rede obtém as derivações dos membros I, II, III e as derivações aumentadas aVL, aVR e aVF. A proteção aos pacientes contra riscos de choque elétrico pode ser fornecida por meio do isolamento elétrico [13].

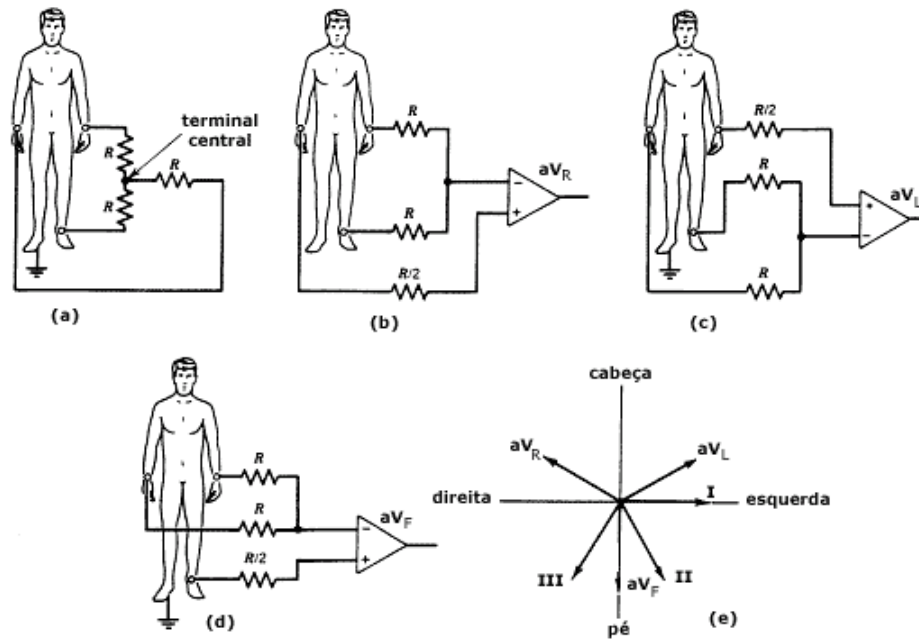
Os três tipos de colocações distintos de eletrodos: derivação bipolar, derivação aumentada e derivação pré-cordial são incluídas a partir do sistema padrão de 12 derivações. Por meio das operações das derivações unipolares são obtidas as derivações bipolares, como está ilustrado na Figura 2.8 abaixo, sendo:

- $I = aVL - aVR$ ;
- $II = aVF - aVR$ ;
- $III = aVF - aVL$  [13].



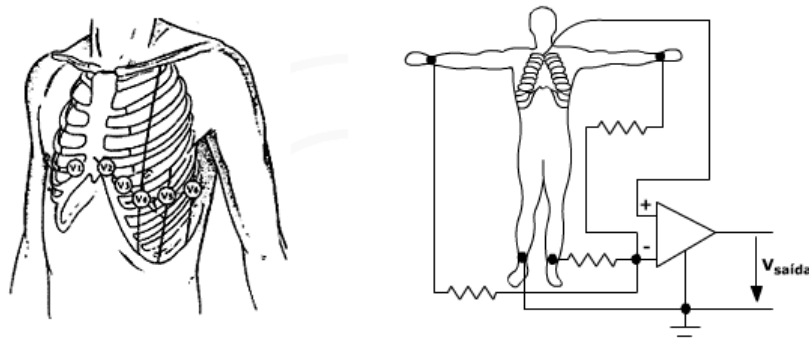
**Figura 2.8.** Derivação bipolar: (a) derivação I; (b) derivação II; (c) derivação III; (d) técnica para derivar o vetor cardíaco (no centro do triângulo), a partir das projeções geométricas dos vetores de membros. Fonte: [13].

Um ponto com potencial elétrico zero no corpo é o terminal central de *Wilson*, conforme pode ser observado na Figura 2.9. As derivações unipolares aumentadas podem ser obtidas por meio do terminal central de *Wilson* [13].



**Figura 2.9.** (a) Central de *Wilson*; (b) a (d) derivações aumentadas  $aVR$ ,  $aVL$  e  $aVF$ ; (e) relações entre os vetores das derivações de membros e as derivações aumentadas no plano frontal. Fonte: [13].

As derivações pré-cordiais, vistas na Figura 2.10 abaixo, possui a finalidade principal de observar as diversas paredes ventriculares do coração [13].

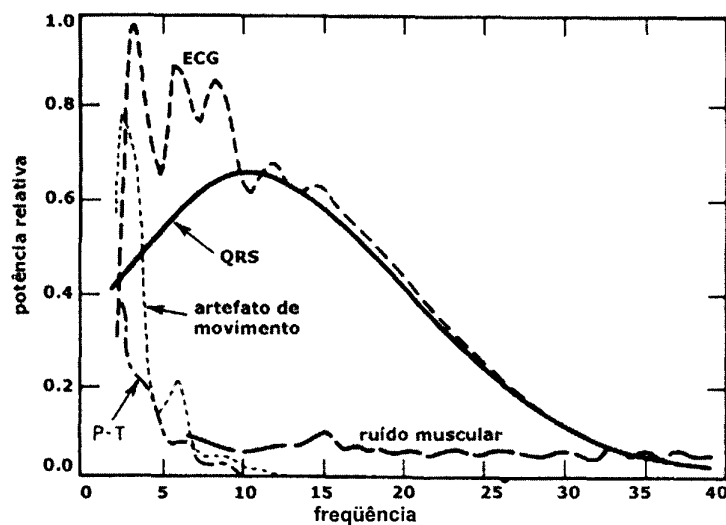


**Figura 2.10.** Derivações pré-cordiais: o eletrodo ligado à entrada não inversora do amplificador é o eletrodo explorador, colocado em uma das posições pré-cordiais, um de cada vez. Fonte: [13].

Segundo o autor [13], “a faixa de frequências utilizada para filtragem posterior à aquisição do sinal deve eliminar os ruídos ambientais e biológicos sem distorcer o sinal de ECG.” O espectro dos sinais captados pelos eletrodos posicionados na superfície corporal do paciente podem ser vistos na Figura 2.11 a seguir. Ainda, de acordo com [13], “os valores típicos para essa faixa são:

- 0,5 a 40 Hz para monitoração;

- 0,01 a 150 Hz para ECG diagnóstico.”



**Figura 2.11.** Composição espectral dos sinais captados pelos eletrodos de ECG e composições espectrais de artefatos de movimento e ruído muscular - sinais que interferem no registro do ECG. Fonte: [13].

É importante destacar que para a monitoração do ECG, a morfologia do sinal registrado não é prioridade e sim a detecção do complexo QRS, pois nessa detecção existe o conteúdo em frequência principalmente na faixa média. O instrumento cardiotaquímetro, que fornece apenas a taxa de batimento cardíaco opera com uma faixa ainda mais estreita: 8-24 Hz ou ainda 12-21 Hz. Atualmente, no mercado encontram-se disponíveis monitores cardíacos portáteis e alimentados a bateria, monitores usados em centros cirúrgicos e UTIs e monitores que usam telemetria, além de sistemas mais complexos, como monitores de arritmia cardíaca e cardioversores cujos projetos incluem monitores cardíacos. Em UTIs de hospitais, a utilização mais comum é a de monitores cardíacos [13].

## 2.2 Digitalização de Sinais

Os três processos distintos necessários para a construção de um sinal digital a partir de um sinal analógico são: a transdução/captação, o condicionamento e a digitalização. O primeiro processo é a captação do sinal e a transdução para a forma elétrica. Em seguida, é preciso realizar o condicionamento do sinal transduzido para um formato adequado para a digitalização e para esse processo geralmente são implementadas operações como amplificação e filtragem analógica do sinal. Por fim, o sinal é digitalizado através de uma conversão analógico/digital e o resultado é uma sequência de amostras que são armazenadas em uma memória que posteriormente será realizado o processamento. O processo de digitalização é subdividida em duas partes principais: a discretização temporal, denominada “amostragem”, e a discretização de amplitude, denominada “quantização [2]”.

O sinal digital é representado por um conjunto de amostras quantizadas onde cada amostra é constituída por uma palavra digital. A palavra digital é discriminada em termos de bytes, que é um número correspondente à amplitude do sinal. Normalmente, a digitalização de sinais eletrofisiológicos possuem o comprimento de palavra digital de dois bytes por cada amostra [2].

O rigor matemático que define a taxa de amostragem mínima para se amostrar adequadamente um sinal foi desenvolvido em 1927 pelo engenheiro sueco *Harry Nyquist*, que na época trabalhava nos laboratórios da companhia telefônica americana Bell. O Teorema da Amostragem de *Shannon*, ou Teorema da Amostragem de *Nyquist* – (1940), afirma que um sinal contínuo é amostrado propriamente, podendo ser posteriormente ser recuperado como o sinal analógico a partir do amostrado, apenas se o sinal original não contém frequências acima da metade da razão de amostragem. Se frequências acima deste limite estão presentes no sinal, elas serão transformadas em falsas frequências, combinando com qualquer informação que era verdadeira neste intervalo (*aliasing* – sobreposição). Isso implica que a Frequência de *Nyquist* ou Razão de *Nyquist* é igual à metade da frequência de amostragem [37, 2, 31].

Não existe somente o processo de amostragem, na digitalização de um sinal contínuo. Quando o valor contínuo é amostrado, ele possui uma amplitude que nem sempre é um valor inteiro. Os valores representados digitalmente devem ter uma amplitude inteira definida, justificando o processo de quantização do valor contínuo amostrado e deve-se arredondar o mesmo ao inteiro mais próximo. Portanto, durante a digitalização de sinais contínuos, realizam-se os processos de amostragem e quantização. Assim sendo, a digitalização é vantajosa para diversas grandezas biomédicas, dentre elas: para efeito de armazenamento, para processamento *offline*, ou para permitir o uso das técnicas de tratamento digital de sinais em aplicações em tempo-real [11, 2], como é o exemplo deste trabalho em questão.

Para a captação de sinais de ECG por qualquer equipamento eletrocardiográfico é necessário que seja possível fazer a conversão dos sinais analógicos para sinais digitais que possam ser processados em um microcomputador. Idealmente, a taxa de amostragem deve ser 250 Hz ou superior, com resolução de digitalização igual ou superior a 12 *bits* [3]. Então, um conversor analógico-digital (ADC) proporciona a digitalização de um sinal analógico. Depois que a conversão é realizada, os sinais analógicos de natureza contínua são representados como um fluxo de dados digital. Estes dados digitais são armazenados na memória como *bits* binários. Dessa forma, ADCs em equipamento eletrocardiográficos devem ter um mínimo de resolução de 12 *bits*, ou seja, cada ponto de dados é 12 *bits* de dados digitais. Uma vez convertida, a representação do sinal é transformada do domínio analógico para o domínio digital [1].

Para o caso do ECG, a frequência de amostragem tem sido elemento de foco de vários estudos. Dependendo do tipo de uso que se queira realizar com o ECG, como análise, com-

pressão, monitoramento, medição de variação dos batimentos cardíacos, etc., a frequência de amostragem utilizada pode variar. Entretanto, o autor [16] afirma que, [...] “o sinal de ECG foi originalmente concebido para diagnóstico médico e é normalmente capturado em alta frequência de amostragem (superior a 100 Hz) para permitir a visualização de minúcias associadas a doenças cardíacas”, pois segundo a teoria de *Nyquist*, a frequência de amostragem deveria ser superior ao dobro da frequência máxima do sinal, resultando em valor superior a 100 Hz [13].

## 2.3 Associação entre a Síndrome Metabólica e os Sinais de Eletrocardiografia

O termo Síndrome Metabólica (SM) é caracterizado, segundo [41], como “[...] um conjunto de fatores de risco metabólico que se manifestam no indivíduo e aumentam as chances de desenvolver doenças cardíacas, derrames e diabetes”. Entre esses fatores de risco estão glicemia alterada, aumento da pressão arterial, níveis de triglicérides elevados, baixos níveis de lipoproteínas de alta densidade e obesidade, principalmente central [51]. De forma simplificada, o organismo passa a apresentar uma resistência à ação da insulina. Ainda, de acordo com o autor, “[...] a insulina age menos nos tecidos, obrigando o pâncreas a produzir mais insulina e elevando o seu nível no sangue”. O excesso de peso, sedentarismo e fatores genéticos corroboram para o surgimento da síndrome.

A Síndrome Metabólica (SM) tem se destacado não apenas pelo efeito de cada um dos seus componentes diagnósticos isoladamente, mas essencialmente porque a soma dos fatores de risco cardiovascular tem se tornado cada vez mais predominante [38].

É importante destacar a associação da SM com a doença cardiovascular, aumentando a mortalidade geral em cerca de 1,5 vezes e a cardiovascular em cerca de 2,5 vezes [40]. A principal preocupação da Síndrome Metabólica é o aumento do risco de problemas cardíacos e vasculares, como infarto, acidente vascular cerebral (AVC) e obstruções vasculares (entupimento de artérias) [39].

O mecanismo fisiopatológico pelo qual a Síndrome Metabólica aumenta o risco cardiovascular ainda está em debate, porém, há forte evidência de que a resistência insulínica seja o fator principal [38]. Estudos apresentados em [18] revelam que indivíduos com Síndrome Metabólica apresentam alterações tanto nos parâmetros anatômicos quanto nos parâmetros funcionais do coração, o que evidencia a relação entre a síndrome e o sistema cardíaco.

Distúrbios no sistema cardiovascular podem provocar alterações no formato da onda de um sinal de ECG. [18] apresenta, ainda, resultados de um Teste Oral de Tolerância a Glicose (TOTG), exame laboratorial com propósito de verificar a resistência à insulina, que foi realizado durante a aquisição de sinais de ECG. Esses sinais apresentaram vari-

ações nas distâncias entre picos consecutivos dos sinais e das amplitudes das ondas nas diferentes etapas do teste, tanto nos indivíduos saudáveis quanto nos indivíduos com SM, todavia, essas modificações foram mais nítidas no sinal do paciente com SM.

## 2.4 Métricas de Desempenho para Avaliação de Classificadores

Os gráficos de características operacionais do receptor (ROC) são úteis em visualização, organização e seleção de classificadores de acordo com a sua performance e podem ser atrelados à linhas de iso-desempenho a fim de realizar a calibração para as condições operacionais mais adequadas à aplicação desejada [33]. A análise ROC é utilizada, ainda, para visualizar e analisar o comportamento dos sistemas de diagnóstico [19].

Um classificador é induzido através de um algoritmo de aprendizado supervisionado que utiliza um conjunto de exemplos de treinamento. Esses exemplos são formados por classes – casos rotulados com atributos especiais – para se distinguir casos entre as possíveis classificações [19].

Assim como explica [12], “frente a um modelo de aprendizagem e predição, o desempenho deste sistema está relacionado com a sua capacidade de recuperar e classificar as informações corretamente, assim como abstrair as informações erradas.” A avaliação do modelo de classificação é claramente representada por meio de uma tabulação cruzada entre a classe prevista pelo modelo e a classe real dos exemplos. Essa tabulação é conhecida como tabela de contingência, também chamada de matriz de confusão. Quando um exemplo positivo é classificado como positivo, ele é denominado verdadeiro positivo. Quando um exemplo negativo é classificado como positivo, ele é denominado falso positivo. Quando um exemplo positivo é classificado como negativo, ele é denominado falso negativo. Quando um exemplo negativo é classificado como negativo, ele é denominado verdadeiro negativo [19].

Os números ao longo da diagonal principal dessa matriz representam os acertos para cada classe, enquanto que os demais elementos fora dela representam erros – a confusão – na classificação. A partir da matriz de confusão e seus indicadores, é possível estimar métricas comuns de desempenho dos resultados adquiridos na validação do sistema classificador analisado. Essas métricas são: acurácia, precisão, sensibilidade e especificidade [19].

1. Acurácia (A): é a habilidade que o modelo tem de prever corretamente a classe de uma instância. É dada pela proporção de resultados verdadeiros positivos (VP) e resultados verdadeiros negativos (VN) frente ao total de classes positivos (P) e negativos (N)). A métrica acurácia é dada pela Equação 2.1 [12].

$$A = \frac{VP + VN}{P + N}, \quad (2.1)$$

2. Precisão (P): refere-se ao cálculo das predições positivas. A precisão relaciona a porcentagem de instâncias classificadas como verdadeiros positivos dentre o total de instâncias classificadas como positivas (verdadeiros positivos (VP) + falsos positivos (FP)), definida pela Equação 2.2 [12].

$$P = \frac{VP}{VP + FP}, \quad (2.2)$$

3. Sensibilidade (S): corresponde a porcentagem de instâncias classificadas como verdadeiros positivos (VP), frente a todas as instâncias realmente positivos (P). A Equação 2.3 representa a relação da métrica sensibilidade [12].

$$S = \frac{VP}{P}, \quad (2.3)$$

4. Especificidade (E): análoga à sensibilidade, a especificidade define a porcentagem de instâncias classificadas como verdadeiros negativos (VN) frente a todas as instâncias realmente negativos (N). A Equação 2.4 indica a relação da métrica especificidade [12].

$$E = \frac{VN}{N}, \quad (2.4)$$

5. Taxa de acerto: refere-se à verdadeira taxa positiva de um classificador e é estimada pela Equação 2.5 [19].

$$Taxa\ de\ acerto = \frac{Verdadeiros\ Positivos}{Total\ de\ positivos}, \quad (2.5)$$

6. Taxa de erro: representa a taxa de falsos positivos de um classificador e é dada pela Equação 2.6 [19].

$$Taxa\ de\ erro = \frac{Falsos\ Positivos}{Total\ de\ negativos}, \quad (2.6)$$

7. Medida-F: pode ser vista como uma relação entre precisão e sensibilidade. É definida como a média harmônica ponderada de sua precisão (P) e sensibilidade (S), conforme Equação 2.7 [19].

$$Medidas - F = \frac{2PS}{P + S}, \quad (2.7)$$



## 3 Metodologia

### 3.1 Seleção de *Hardware*

#### 3.1.1 Plataforma Computacional

Para a seleção de *hardware*, realizou-se uma análise de mercado com o propósito de selecionar uma plataforma computacional capaz de atender aos requisitos necessários para o processamento embarcado do sinal cardíaco. Depois de adquirido, o sinal cardíaco deve ser convertido de analógico para digital a fim de ser processado em um microcontrolador.

Para isso, é importante que o sistema atenda à taxa de amostragem e à resolução de digitalização ideal para o sinal de ECG. A frequência de amostragem utilizada para o sinal de ECG varia de acordo com o estudo que se queira executar: análise, monitoramento, medição de variação dos batimentos cardíacos, diagnóstico entre outros. Apesar de ainda ser objeto de pesquisa e não haver um valor único e fixo, tem-se justificado o uso de até 4 KHz de taxa de amostragem, porém, a taxa tipicamente aceita como mínima e utilizada na maioria das aplicações pode variar entre 250 até 500 Hz ([34, 35] apud [11]), com resolução de digitalização igual ou superior a 12 *bits* [34].

Dessa forma, considerando o tamanho compacto e a questão de ser pré-embarcado a escolha ficou restrita entre o *BeagleBone Black*, Figura 3.1, e o *Raspberry Pi 3 B*, Figura 3.2, concorrentes mais populares no mercado.



**Figura 3.1.** Placa de desenvolvimento embarcado, *Beaglebone Black*.



**Figura 3.2.** Placa de desenvolvimento embarcado, *Raspberry Pi 3 B*.

Apesar do *Raspberry Pi 3 B* ser mais barato e atender a quase todas as características necessárias para o projeto, ele tem limitações pela ausência do conversor analógico/digital, circuito eletrônico fundamental para sistemas embarcados, necessário para transformar sinais contínuos de tensão em representações discretas para que possam ser processadas em sistemas digitais [26]. De modo geral, o *BeagleBone Black* é mais completo pois possui sete entradas para o seu conversor A/D com tamanho de palavra de 12 *bits*, o que é recomendado como mínimo para o sinal de ECG e, teoricamente, permite taxa de amostragem de 8 KHz [8]. Para avaliar a real taxa que se tem na prática, realizou-se um experimento – que será descrito posteriormente – onde verificou-se que as especificações para o ECG foram atendidas.

A escolha do *BeagleBone Black* justifica-se, ainda, por ela ser uma das placas disponíveis no mercado com o melhor processador, responsável pela rapidez com que o sistema irá executar. O *BeagleBone Black* fornece um processador de 1 GHz e usa o conjunto de instruções ARMv7 [8], que atualmente é a arquitetura mais comum entre os sistemas incorporados. Enquanto que o processador do *Raspberry Pi* é de 900 MHz e usa o conjunto de instruções ARMv6 [35], um pouco mais antigo.

Uma vantagem de usar o conjunto de instruções mais moderno é que o processador no *BeagleBone Black* é mais amplamente suportado pelos desenvolvedores de *software*, o que facilita na implementação do sistema. Outra vantagem do conjunto de instruções do ARMv7 em relação ao ARMv6 é o aprimoramento de desempenho decorrente da implementação de uma arquitetura superescalar, incluindo instruções para operações *SIMD* –

método de operação de computadores com várias unidades operacionais em computação paralela – e um algoritmo de previsão de ramificação melhorado. Especificamente, mesmo quando executado com o mesmo *clock*, o processador no *BeagleBone Black* é quase duas vezes mais rápido que o processador no *Raspberry Pi* [6, 5].

Os dois microcontroladores incorporados – PRU (Unidade Programável de Tempo Real) formam outra característica importante do *BeagleBone Black*. Eles são construídos diretamente na CPU AM335x e estão na interconexão ARM para que, além de fornecer acesso direto aos periféricos, possam compartilhar memória com o processador. Isso significa que as tarefas em tempo real de alta velocidade podem ser executadas nos PRUs de forma assíncrona sem qualquer interrupção do *kernel* do *Linux* [24]. Por fim, conjectura-se que, diante do exposto, esse microcontrolador é suficiente para a aplicação desejada.

### 3.1.2 Módulo de Aquisição

Depois de adquirido e convertido de analógico para digital, o sinal cardíaco deve ser processado digitalmente. Este processamento subdivide-se em três grandes fases principais: remoção de oscilações de linha base, remoção de ruídos e, por fim, detecção de formas de onda (P, QRS, T) [29]. A finalidade do processamento digital do sinal de ECG é realizar o monitoramento das formas de ondas para medir a variação dos batimentos cardíacos, analisar suas características e auxiliar ao diagnóstico de alterações estruturais e funcionais do coração [7].

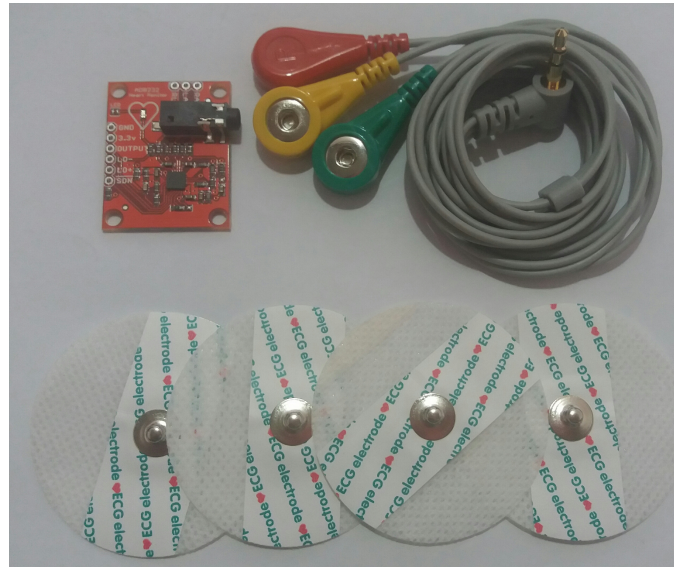
Em alguns contextos o espectro da linha base e os espectros do sinal se confundem [29], logo, a filtragem digital é um dos passos necessários para a remoção da linha base. Esse método requer que se tenha realizado uma detecção prévia dos complexos QRS [29], sendo que, para isto, a filtragem linear tem se mostrado como uma boa opção [20, 23].

O objetivo de um filtro é atenuar ou extrair componentes indesejáveis de um sinal, como ruídos, ou componentes desejáveis, como uma faixa restrita de frequências. Os principais tipos de filtros são os analógicos, implementados a partir de circuitos eletrônicos também analógicos – formados por componentes como resistores e capacitores –, e os filtros digitais, implementados a partir de um processador digital, como os presentes em um microcontrolador, por exemplo [50].

Quando comparados aos filtros analógicos, os filtros digitais, em muitos casos, são mais vantajosos, pois, como todos os processos são feitos em *software*, são mais fáceis de projetar, testar, modificar e implementar, enquanto que os filtros analógicos só podem ser alterados reprojetoando-se o *hardware*. A dilatação térmica é outra desvantagem apresentada pelos filtros analógicos, o que não ocorre com os filtros digitais [50].

Neste projeto, para resolver a questão da filtragem e da amplificação de instrumentação será usado um bloco de condicionamento de sinal integrado para ECG, o módulo

de aquisição AD8232, Figura 3.3. “[...] Ele é projetado para extrair, amplificar e filtrar pequenos sinais biopotenciais na presença de condições ruidosas, como as criadas pelo movimento ou colocação remota do eletrodo [...]” [44]. Este módulo pode ser integrado ao microcomputador *BeagleBone Black*, com conversor analógico-digital, para adquirir o sinal de saída.



**Figura 3.3.** Módulo de aquisição de ECG AD8232 acompanhado do cabo de aquisição e eletrodos adesivos.

O AD8232 possui um filtro passa-alta de dois polos para eliminar as oscilações da linha base, este tipo de interferência, compreendida numa faixa de frequência que varia de 0 Hz a 5 Hz [29], pode ser devido à respiração (0,25 Hz [36]), ou a movimentos musculares do paciente e o potencial de meia-célula do eletrodo. “[...] Este filtro está fortemente acoplado à arquitetura de instrumentação do amplificador para permitir o grande ganho e a filtragem de passagem alta em uma única etapa [...]” [44].

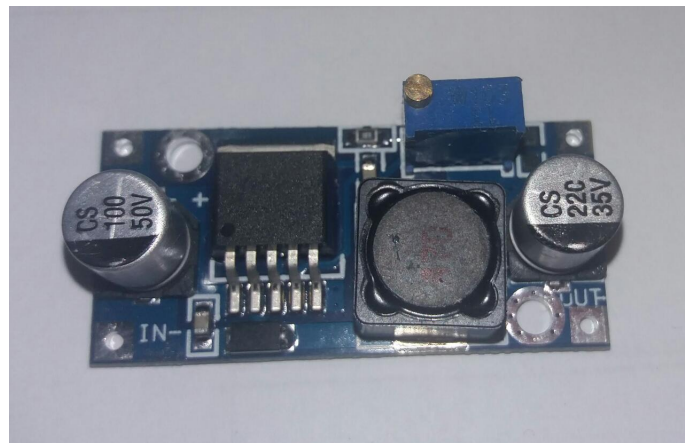
Um amplificador operacional possibilita que o AD8232 crie um filtro passa-baixa de três polos para remover faixas de frequência de ECG para evitar o ruído adicional. É possível selecionar o corte de frequência de todos os filtros para se adequar a diferentes tipos de aplicações [44].

Os dois tipos de filtros, passa-alta e passa-baixa, são necessários para selecionar uma faixa de frequência compatível com a faixa de frequência do ECG que, praticamente, tem informação útil desde próximo do DC até próximo de 100 Hz. A rigorosidade da largura da banda a ser adquirida depende da aplicação. A seleção do filtro passa-alta leva em conta remoção/redução de linhas base, que é aquela variação lenta do ECG devido a movimentos, respiração. O passa-baixa é feito para tirar altas frequências que têm mais ruídos do que informação de ECG. Em muitos casos, é usado também para, de imediato, tentar tirar o ruído proveniente da linha de transmissão, interferência da rede elétrica, geralmente em torno de 50 Hz ou 60 Hz.

A escolha da frequência de corte do passa-alta depende do que se quer tirar em termos de artefato de movimento. Se for para ser usado com movimento, deve-se cortar uma frequência mais alta, isto é, tolerar menos. Já a frequência de corte do passa-baixa será regida pelo tipo de aplicação: apenas visualização em tempo real, o chamado monitor cardíaco, que trabalha com 40 Hz, ou aquisição para diagnóstico, o que exige mais detalhamento no sinal de ECG e, portanto, taxa de amostragem mais alta, logo, precisa-se também de um filtro com banda mais alta.

### 3.1.3 Módulo Regulador de Tensão LM2596

Tendo-se em vista que o *BeagleBone Black* opera com uma tensão de entrada de 5 V [8] e o módulo de aquisição AD8232 com uma tensão de entrada de 3.3 V [44], faz-se necessário o uso de um regulador de tensão. Optou-se, portanto, pelo módulo regulador de tensão LM2596, Figura 3.4, que trabalha como um conversor DC DC no modo *Step Down*, “[...] capaz de conduzir uma carga de 3 A com excelente regulação de linha e carga. Estes dispositivos estão disponíveis em tensões de saída fixas de 3.3 V, 5 V, 12 V e uma versão de saída ajustável.” [45]



**Figura 3.4.** Módulo Regulador de Tensão LM2596.

Além de incluírem compensação de frequência interna, esses reguladores possuem ainda um oscilador de frequência fixa. “A série LM2596 funciona a uma frequência de comutação de 150 KHz, permitindo, assim, um filtro de tamanho menor componente do que o que seria necessário com reguladores de comutação de baixa frequência.” [45]

Possuem também recursos de autoproteção que incluem um limite de corrente de redução de frequência de dois estágios para a saída interruptora e um desligamento de sobre temperatura para proteção completa em condições de falha [45].



### 3.1.4 Descrição da Avaliação da Taxa de Amostragem do Sistema Desenvolvido

Elaborou-se um algoritmo para estimar a taxa de amostragem do sistema e verificar se as especificações para o ECG são atendidas. Foi utilizada uma biblioteca para salvar as amostras de um dado sinal  $x$  e para salvar o valor da taxa de amostragem  $fs$ . Além disso, utilizou-se outra biblioteca para a conversão analógico-digital. Configurou-se o pino analógico 33 do *BeagleBone Black* para a aquisição e definiu-se um valor de amostras  $N$  igual a 10000, por exemplo. Em seguida, declarou-se o tempo inicial para capturar esses valores usando o conversor analógico-digital do microcontrolador. Por fim, calculou-se o tempo estimado em segundos transcorrido para realizar essa aquisição que equivale a subtração do tempo final (atual) pelo tempo inicial (anterior). Dessa forma, em posse do tempo estimado transcorrido para a aquisição, é possível obter a máxima frequência de amostragem em hertz (Hz) que corresponde à divisão do número de amostras  $N$  pelo tempo estimado em segundos.

## 3.2 Avaliação Por Meio da Visualização de Sinais de ECG

Este trabalho vem sendo feito em parceria com uma pesquisa [18] do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, onde foi encaminhado um processo para o Comitê de Ética. Após aprovado, foram realizados experimentos com um pequeno grupo de participantes voluntários, visando a coleta de sinais de ECG com intuito de validar o funcionamento do sistema de aquisição através da visualização desses sinais.

O módulo de aquisição utilizado para medir a atividade elétrica do coração e permitir a realização dos testes é acompanhado de um cabo conector triplo que possui 3 eletrodos descartáveis para a conexão com o corpo do participante voluntário. Dessa forma, foi feita a aquisição dos sinais de eletrocardiografia de cada participante através do seguinte posicionamento dos eletrodos no corpo dos mesmos: o conector amarelo (terra) no lado esquerdo da costela, o conector vermelho (positivo) na clavícula esquerda e o conector verde (negativo) na clavícula direita.

## 3.3 Avaliação da Qualidade Objetiva dos Sinais Adquiridos

Para avaliar a qualidade do sistema quanto a conversão A/D e a taxa de amostragem, serão elaborados testes utilizando sinais pré-gravados em um gerador de sinal de função arbitrária (modelo FY3200S). Esse gerador de funções permite que sejam inseridas

amostras de formas de ondas pré-gravadas o que possibilita, por exemplo, gravar sinais de banco de dados disponíveis publicamente. Feito isto, estes sinais serão injetados no conversor analógico-digital do *BeagleBone Black*.

Sendo assim, será utilizado o mesmo banco de dados de sinais de ECG utilizado na pesquisa [18] e disponibilizado em GGBANET (Grupo de Bioingeniería y Biofísica Aplicada). GGBANET é um projeto desenvolvido por [4], que possui o intuito de desenvolver um registro *online* de banco de dados de ECG, disponibilizado de forma gratuita para pesquisas e estudos de carácter científico [4]. Uma vez que este banco de dados já foi publicado e está disponível publicamente, não é necessário passar por Comitê de Ética solicitando permissão para o uso destes sinais no desenvolvimento deste trabalho.

Em seguida, os sinais que foram adquiridos pelo sistema de aquisição serão gravados em arquivo para que se possa realizar o cálculo da relação sinal-ruído e fazer um estudo comparativo entre os sinais de referência que foram utilizados do banco de dados e os sinais que foram adquiridos pelo sistema permitindo, portanto, a validação do sistema de aquisição de uma forma mais sistemática.

### 3.4 Filtragem dos Sinais Adquiridos

Nos testes preliminares, observou-se um intenso ruído de 60 Hz, visto que nesses primeiros testes foi utilizada uma fonte de alimentação conectada a rede elétrica, que é um problema extremamente comum em aquisição. A filtragem linear realizada consistiu em calcular a Transformada Discreta de Fourier (DFT) do sinal adquirido para visualizar o espectro em termos de frequências em Hz a fim de verificar se esse ruído de fato era de 60 Hz. Assim, visualizou-se o espectro através da DFT, para verificar se existiam componentes evidentes de ruído. Para essas eventuais componentes de ruído, por exemplo, da rede elétrica, foram usadas duas técnicas de filtragem: uma em modo *offline* e outra em modo *online*.

Para a filtragem linear dos sinais obtidos em modo *offline* foi implementado um algoritmo no Matlab® em que consistia basicamente em projetar um filtro digital FIR ou de resposta ao impulso finita por um método de janelamento. A janela escolhida foi a de Hamming, com banda de rejeição entre 55 e 65 Hz, ou seja, o filtro remove, dentro de uma tolerância, as componentes de frequência dentro desse intervalo, e mantém, dentro de uma tolerância, as demais componentes de frequência e em torno dos harmônicos, estimou-se a ordem e o comprimento do filtro de modo que a banda de transição fosse de 1 Hz.

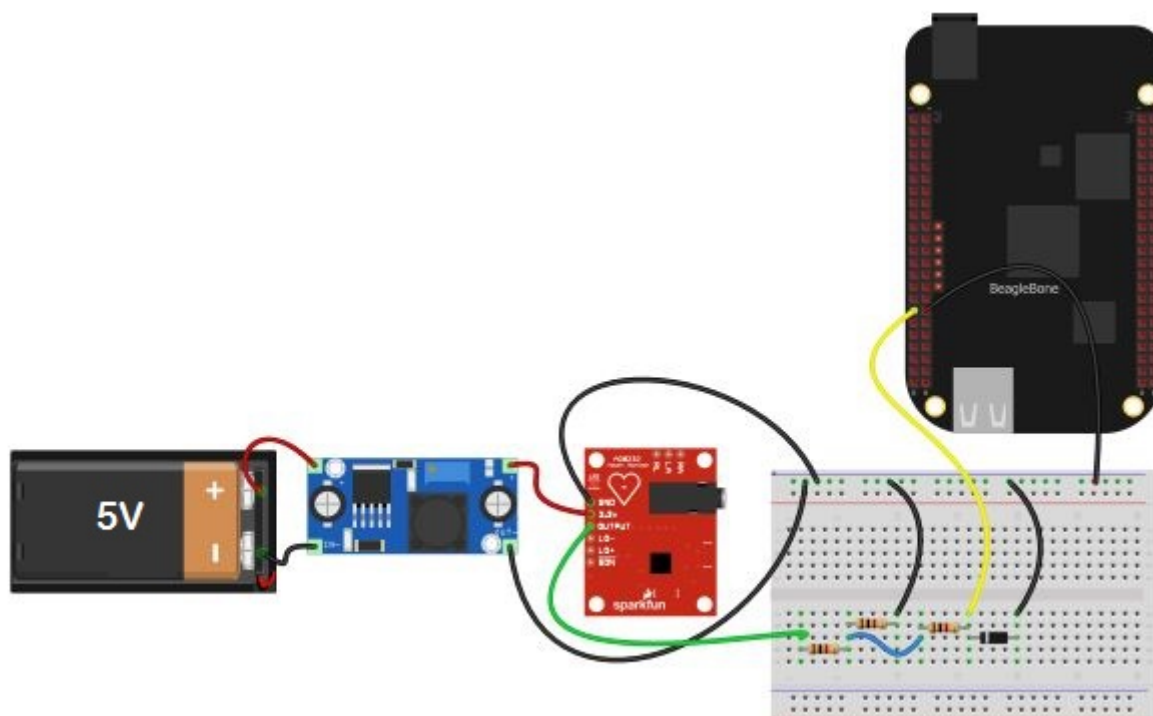
Para a filtragem linear dos sinais eletrocardiográficos adquiridos em modo *online* foi implementado um algoritmo no Matlab® e notou-se nos sinais a presença de ruídos provenientes da rede elétrica e para diminuir/eliminar a presença desses ruídos, foram implementados quatro filtros digitais do tipo IIR de *Butterworth* com resposta ao impulso

de duração infinita, de ordem 6, rejeita-faixa com a faixa de rejeição de 4 Hz, que proporciona ao sistema um atraso de aproximadamente 12 ms. Cada filtro em um harmônico (120 Hz, 180 Hz e 240 Hz) e o filtro principal na frequência de 60 Hz. O sistema salva a janela adquirida a cada 20 segundos. Além disso, o sistema salva tanto a versão filtrada quanto a versão não filtrada dos sinais adquiridos pelo equipamento.

### 3.5 Sistema de Aquisição dos Sinais de ECG

Realizada a seleção dos *hardwares*, montou-se o esquemático do sistema de aquisição dos sinais de ECG, conforme Figura 3.5, meramente ilustrativa. No sistema real, a bateria de 5V indicada na Figura 3.5 será substituída por um *power bank* – carregador portátil – com duas saídas nas quais uma alimentará o módulo regulador de tensão LM2596 e a outra alimentará a *BeagleBone Black*. A saída do regulador de tensão será ajustada para 3.3 V, a qual será a tensão de entrada do módulo de aquisição de ECG, AD8232.

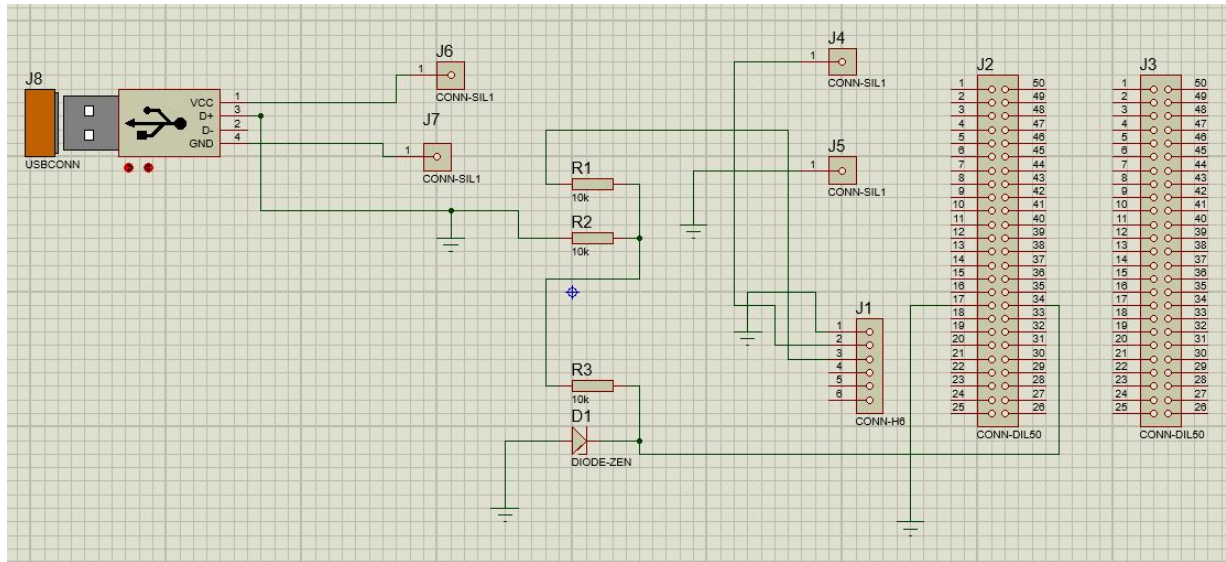
Sabendo-se que as entradas analógicas do *BeagleBone Black* não devem ser submetidas a tensões superiores a 1,8 V, conectou-se a saída do módulo de aquisição de ECG a um divisor de tensão que divide essa tensão por 2, de modo que a tensão máxima do sinal de saída do divisor seja de até 1,65 V. Com o intuito de proteger as entradas analógicas do *BeagleBone Black* contra sobre tensões, montou-se um circuito de proteção conectando-se a saída do divisor de tensão a um resistor ao qual é conectado a um diodo zener de 1,8V (1N4614-1) em paralelo à entrada analógica da placa.



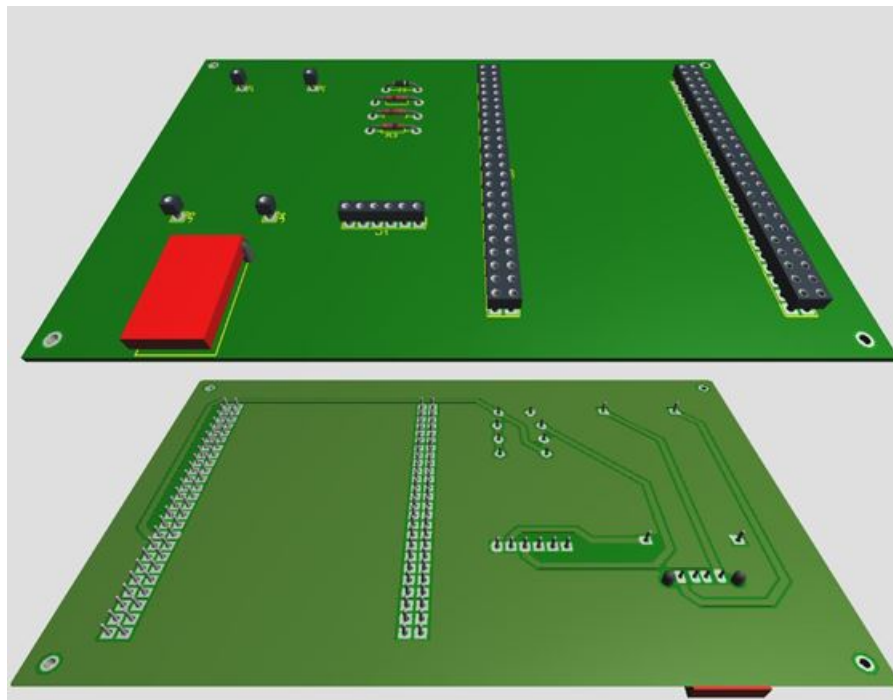
**Figura 3.5.** Esquemático ilustrativo do sistema de aquisição dos sinais de ECG.



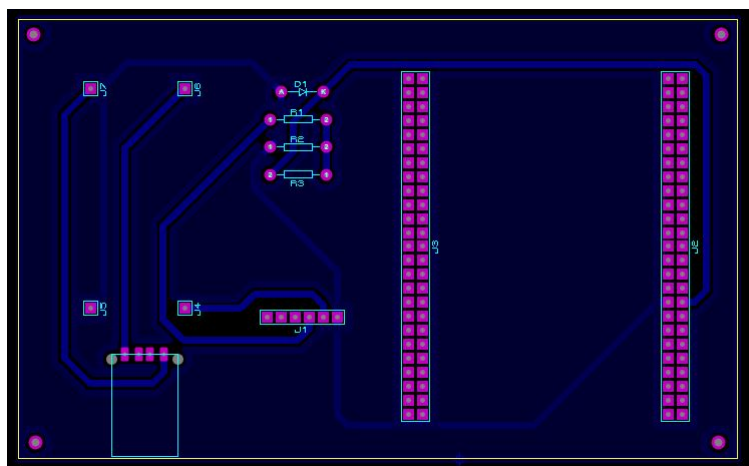
De modo a facilitar o manuseio do circuito de aquisição dos sinais de ECG, elaborou-se uma placa de circuito impresso – PCI, para receber os módulos e componentes do sistema de aquisição. Para isso, utilizou-se o *software Proteus 8 Professional*, onde montou-se o esquema elétrico do circuito de aquisição, Figura 3.6 a partir do qual gerou-se tanto a visualização 3D da PCI, Figura 3.7, quanto o *layout* das trilhas de cobre para a confecção da PCI, Figura 3.8.



**Figura 3.6.** Esquema elétrico do circuito de aquisição.

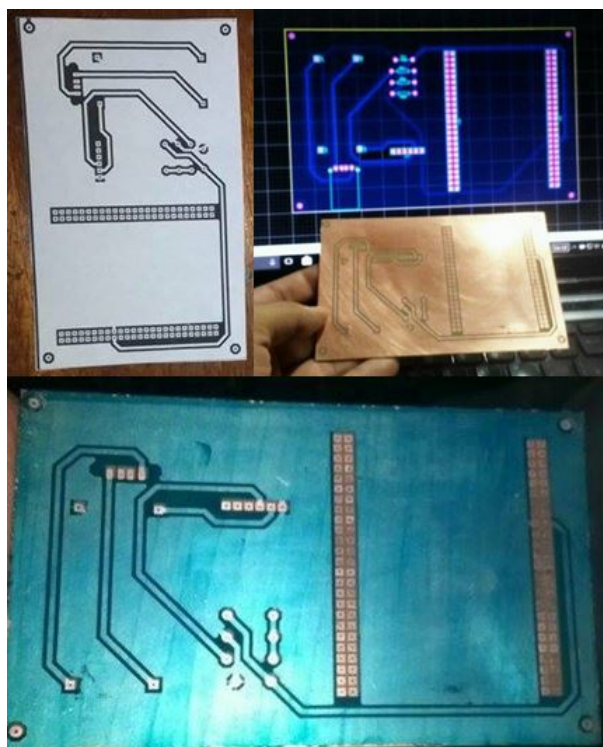


**Figura 3.7.** Visualização 3D da PCI: vista superior e inferior, respectivamente.

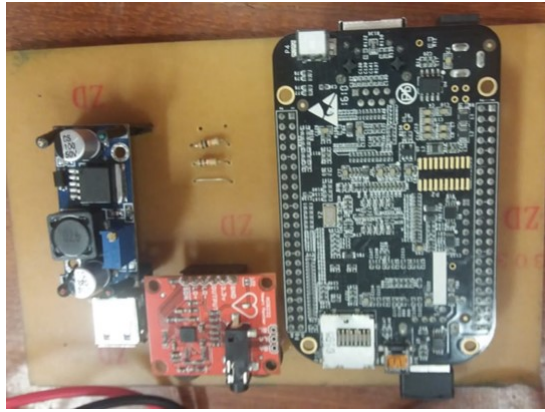


**Figura 3.8.** *Layout* das trilhas de cobre para confecção da PCI.

Em posse do *layout* das trilhas, confeccionou-se a PCI através do método fotográfico: gerou-se uma imagem invertida e em negativo da Figura 3.8 e imprimiu-a em papel para transparência. Preparou-se a emulsão para confecção de matrizes resistentes a tintas solúveis em água utilizando seu respectivo sensibilizante e, em um ambiente escuro, aplicou-se a emulsão na placa limpa. Após a emulsão secar na placa, foi realizada a sensibilização da placa utilizando uma lâmpada ultravioleta. Por fim, realizou-se a revelação e corrosão da placa utilizando percloroeto de ferro. A Figura 3.9 apresenta alguns dos passos citados e o resultado final da confecção da PCI e a Figura 3.10 mostra o sistema obtido de aquisição de sinais de ECG de forma completa.



**Figura 3.9.** Alguns passos da confecção da PCI.



**Figura 3.10.** Sistema completo de aquisição dos sinais de ECG.

### 3.6 Desenvolvimento do Programa de Aquisição e Gravação dos Sinais de ECG

Elaborou-se um algoritmo para aquisição e gravação dos sinais de ECG em modo *offline*. Inicialmente, foram importadas algumas bibliotecas. Essas bibliotecas foram utilizadas para incluir o módulo de tempo, para poder utilizar vetores e matrizes no código, para realizar a conversão analógico-digital e, além disso, para permitir que os dados sejam armazenados em arquivo e para poder realizar a representação gráfica do sinal.

Então, salvaram-se as amostras de um dado sinal  $x$  e o valor da taxa de amostragem  $fs$ . Configurou-se o conversor analógico-digital (ADC) e o pino analógico 33 do *BeagleBone Black* para a aquisição e definiu-se um valor de amostras  $N$  igual a 10000, por exemplo.

Depois, declarou-se o tempo inicial para capturar esses valores usando o ADC do microcontrolador e realizou-se a leitura da voltagem analógica através do pino analógico. Sabe-se que o pino 33 foi projetado para ler tensões analógicas entre 0 e 1,8 volts. A leitura analógica retorna valores que estão no intervalo de 0 a 1. Assim, para converter a tensão real, multiplicou-se esse valor de leitura por 1,8 volts.

Em seguida, calculou-se o tempo estimado em segundos transcorrido para realizar essa aquisição que equivale a subtração do tempo final (atual) pelo tempo inicial (anterior). Dessa forma, em posse do tempo estimado transcorrido para a aquisição, é possível obter a máxima frequência de amostragem em hertz (Hz) que corresponde à divisão do número de amostras  $N$  pelo tempo estimado em segundos.

Criou-se um arquivo para salvar os dados do sinal adquirido. Após a conclusão da aquisição do sinal, calculou-se cada instante de tempo transcorrido para cada valor de tensão analógica coletada. Assim, efetuou-se a aquisição e gravação do sinal e, por fim, plotou-se o gráfico de tensão em volts versus tempo em segundos para obter-se a representação visual do sinal adquirido.

## 4 Resultados e Discussões

### 4.1 Avaliação da Taxa de Amostragem Obtida com o Conversor A/D do *BeagleBone Black*

Foram observadas grandes variações durante a avaliação da taxa de amostragem ao utilizar-se apenas o processador ARM do *BeagleBone Black*, ou seja, a cada análise realizada constatou-se um valor diferente do anterior. Posteriormente, verificou-se que o *BeagleBone Black* possui uma Unidade de Processamento Programável de Tempo Real – PRU. Devido às bruscas variações nas medições da taxa de amostragem, analisou-se e testou-se como utilizar esse módulo junto ao conversor A/D do microcontrolador de modo a realizar a aquisição de forma mais rígida.

Sendo assim, utilizou-se a PRU incorporada no *BeagleBone Black* e elaborou-se um programa para a aquisição do sinal eletrocardiográfico, que foi de fato testado, constatando-se que essa taxa é bem fixa e fica realmente bastante próxima de 1 KHz. O valor típico encontrado da taxa de amostragem do sistema atende às especificações para o ECG, que apesar de ainda ser objeto de pesquisa e não haver um valor único e fixo, tem-se justificado o uso de até 4 KHz de taxa de amostragem, porém, a taxa tipicamente aceita como mínima e utilizada na maioria das aplicações pode variar entre 250 até 500 Hz ([34, 35] apud [11]).

Em outras palavras, elaborou-se um programa para essa aquisição que permitiu a aquisição de sinais reais e em tempo real, bem como a gravação dos sinais a uma taxa testada de 1 KHz. A PRU é programada em *Assembly*, com *clock* de execução de 200 MHz o que faz com que a maioria das operações leve 5 ns para executar, com exceção do acesso à memória externa ao PRU. Há, ainda, outro programa que manda os dados, via *socket*, da PRU para o ARM, processador do *BeagleBone Black*.

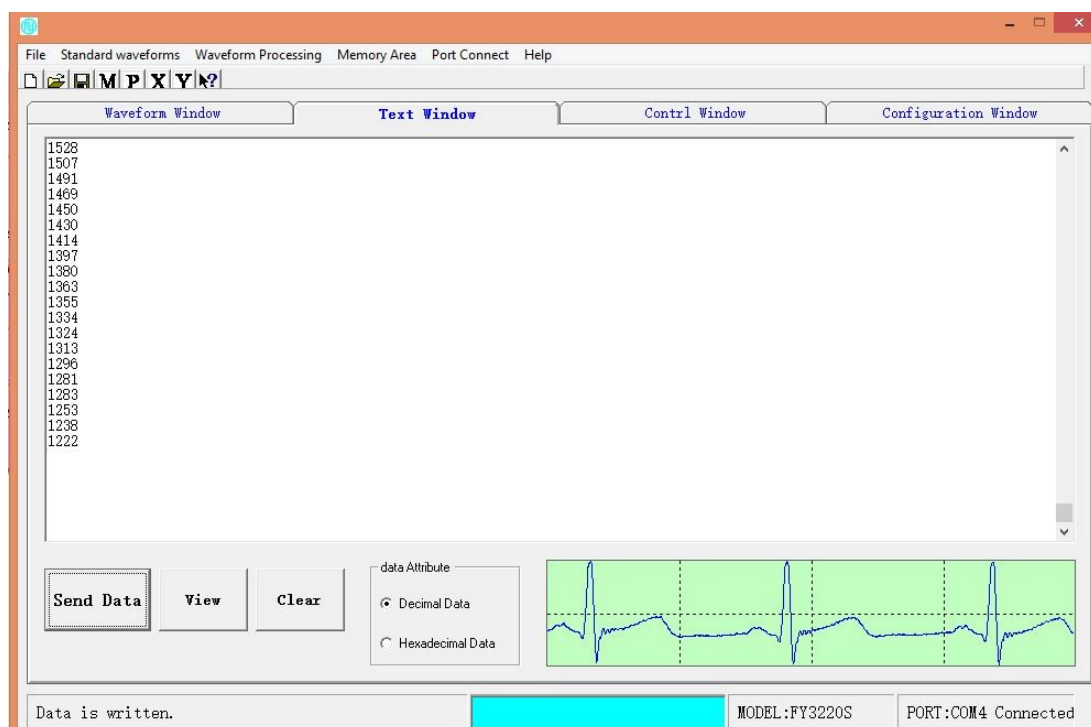
### 4.2 Avaliação da Relação Sinal-Ruído Para Sinais Pré-Gravados

A fim de avaliar a qualidade do sistema quanto à conversão A/D e a taxa de amostragem, utilizou-se um gerador de sinal de função arbitrária (modelo FY3200S), Figura 4.1, que permite que sejam inseridas amostras de formas de ondas pré-gravadas, Figura 4.2. Dessa maneira, injetaram-se no gerador de funções sinais adquiridos com o sistema de aquisição proposto e, posteriormente, o sinal, agora no gerador de funções, foi injetado no conversor analógico-digital do *BeagleBone Black*.

Foram utilizados três tipos de sinais: um sinal de ECG pré-gravado do próprio aparelho, Figura 4.3 – vale salientar que este sinal é bem distorcido, quando comparado a um sinal real de ECG. Um sinal com ruído que foi adquirido com o sistema de aquisição proposto já com os filtros e injetado no gerador de sinais para que se possa realizar uma comparação visual e, por fim, um sinal sem ruído e sem filtro para comparação visual e, inclusive, relação sinal-ruído.



**Figura 4.1.** Gerador de sinais de função arbitrária (modelo FY3200S).



**Figura 4.2.** Amostras de um sinal adquirido, filtrado e injetado no gerador de sinais de função arbitrária.



A Figura 4.3 representa o sinal de ECG pré-gravado (de fábrica) no gerador de sinais. Já a Figura 4.4 ilustra o resultado do mesmo sinal ao ser injetado no sistema de aquisição proposto. Nota-se que, visualmente falando, os sinais são bem similares.

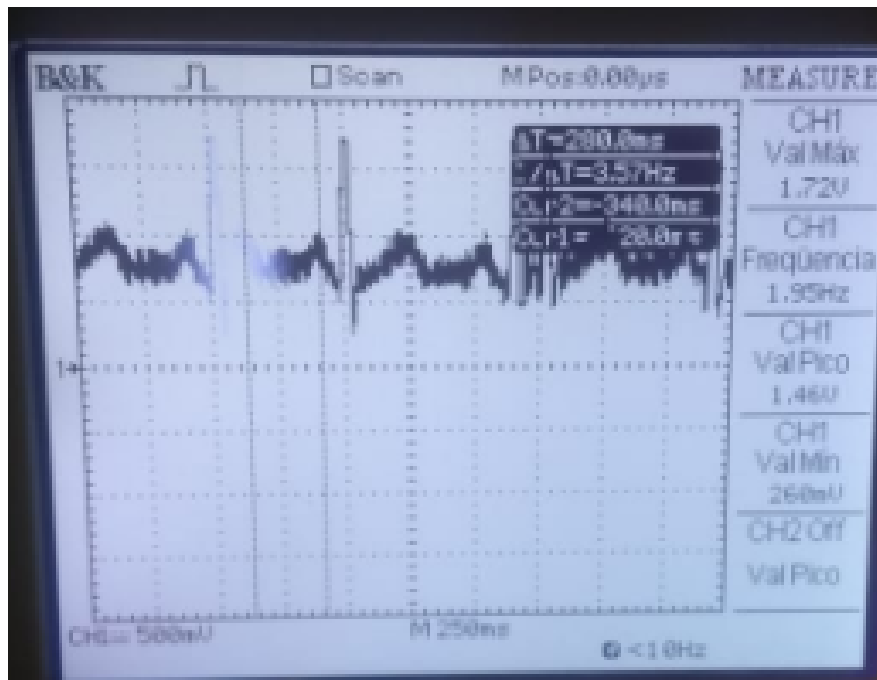


**Figura 4.3.** Sinal de ECG pré-gravado (de fábrica) no próprio gerador de sinais.



**Figura 4.4.** Sinal de ECG pré-gravado (de fábrica) no próprio gerador de sinais porém, agora, injetado no sistema de aquisição.

A Figura 4.5, a seguir, ilustra um sinal de ECG adquirido e injetado no gerador de sinais. A Figura 4.6 apresenta este mesmo sinal, porém, agora, injetado no sistema de aquisição proposto. Nota-se, através da linha de base, a atuação dos filtros implementados.



**Figura 4.5.** Sinal adquirido e injetado no gerador de sinais.

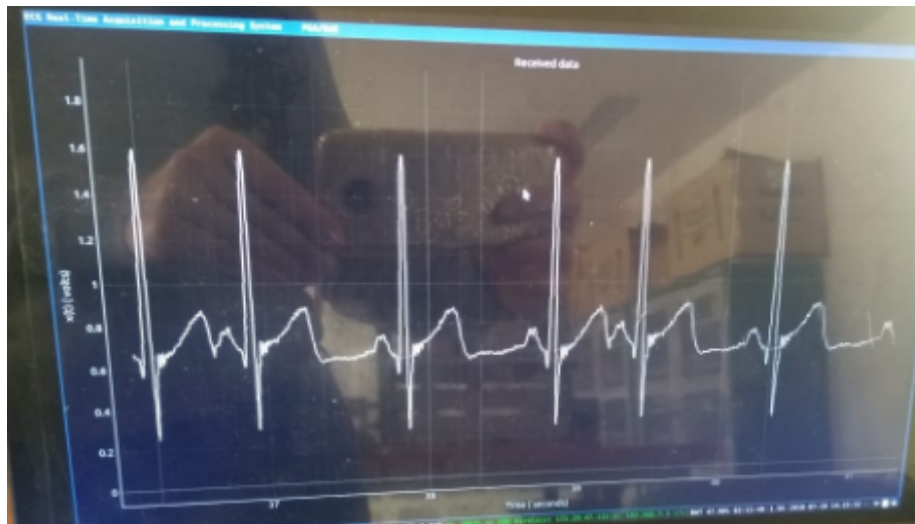


**Figura 4.6.** Sinal adquirido, injetado no gerador de sinais e, agora, injetado no sistema de aquisição com filtragem *online*.

A Figura 4.7 apresenta um sinal de ECG adquirido, filtrado e injetado no gerador de sinais. A Figura 4.8 mostra a saída do gerador de funções com o sinal em questão. Nota-se a semelhança e validação visual do sistema proposto.



**Figura 4.7.** Sinal de ECG adquirido, filtrado e injetado no gerador de sinais.



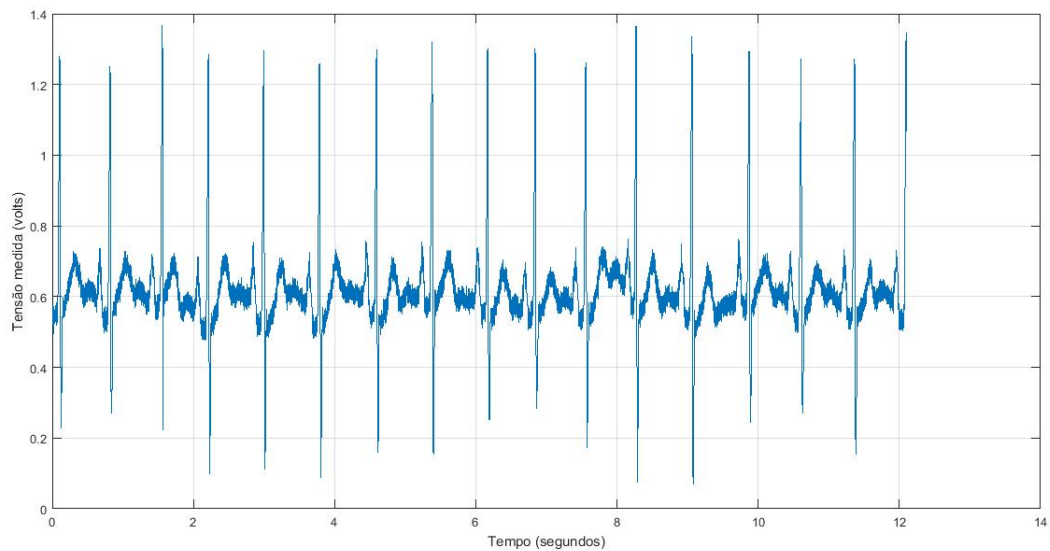
**Figura 4.8.** Sinal de ECG adquirido, filtrado, injetado no gerador de sinais e, agora, injetado no sistema de aquisição.

## 4.3 Resultados de Aquisição de Sinais de ECG

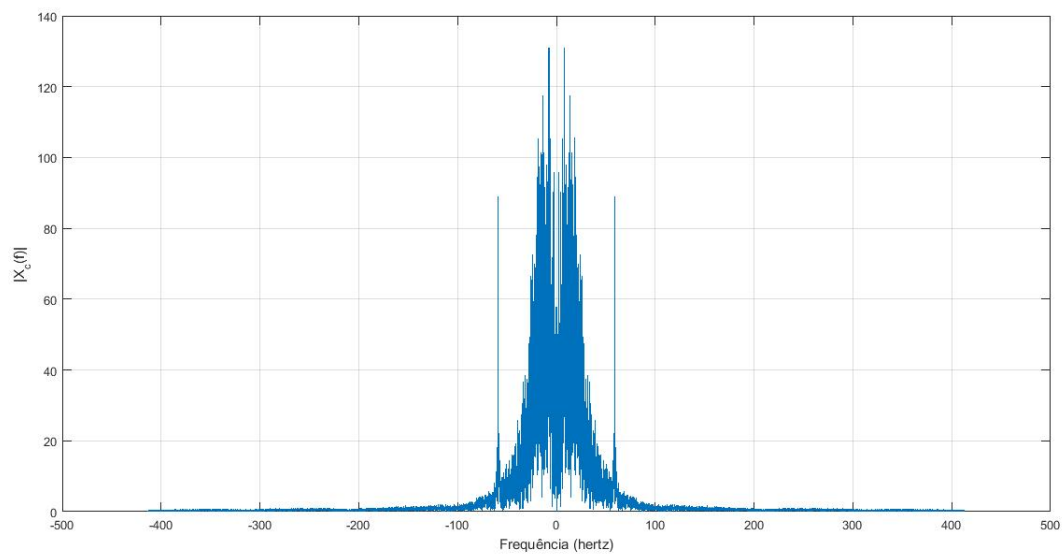
### 4.3.1 Sinais adquiridos em Modo *Offline* sem filtragem digital e com alimentação pela rede elétrica

Utilizando o sistema de aquisição alimentado pela rede elétrica, foram realizados processos de captura em modo *offline* e adquiriram-se a amostragem de 3 sinais no domínio do tempo como podem ser vistos nas Figuras 4.9, 4.11 e 4.13 e no domínio da frequência os seus respectivos espectros estão apresentados nas Figuras 4.10, 4.12 e 4.14.

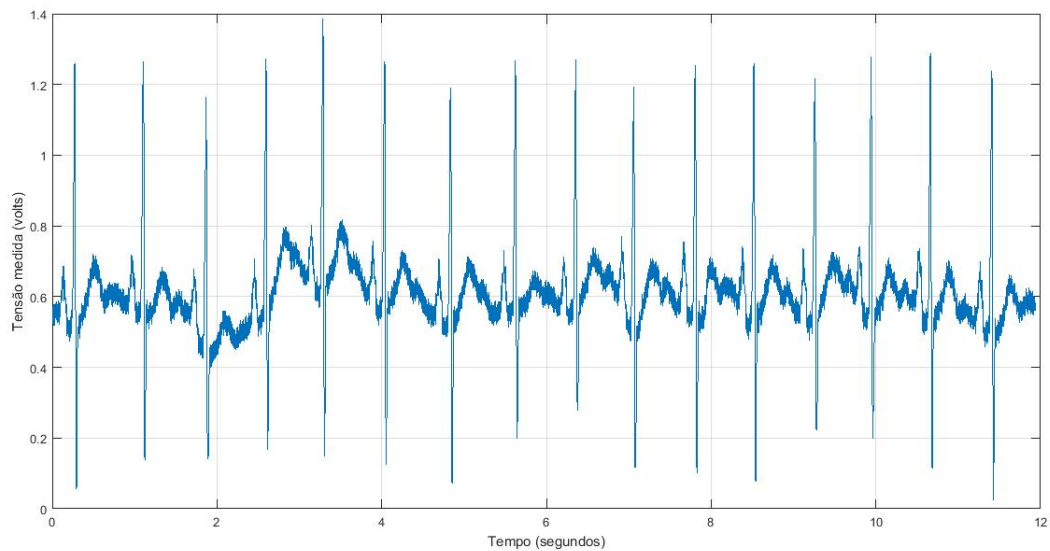




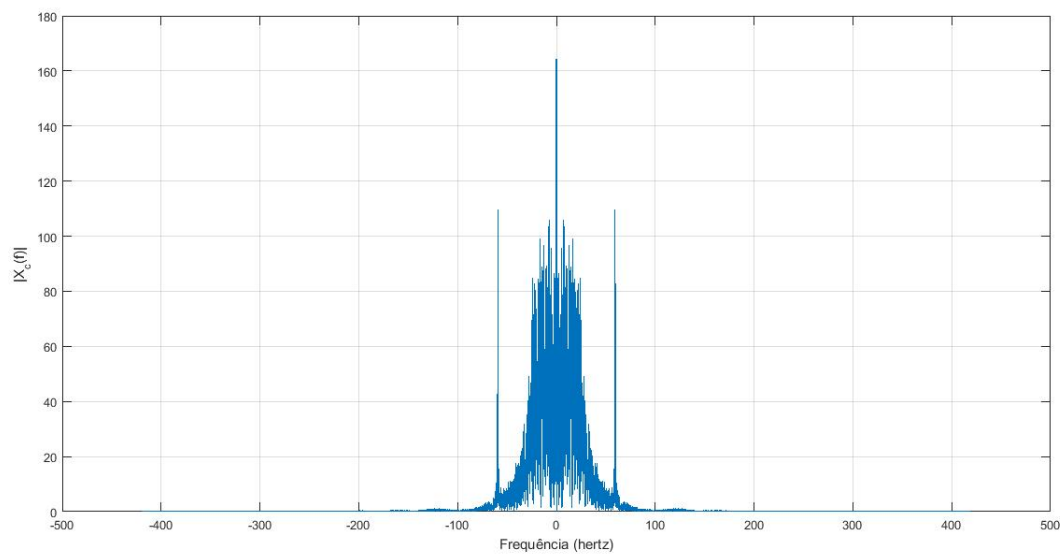
**Figura 4.9.** Sinal Analógico 1 Adquirido.



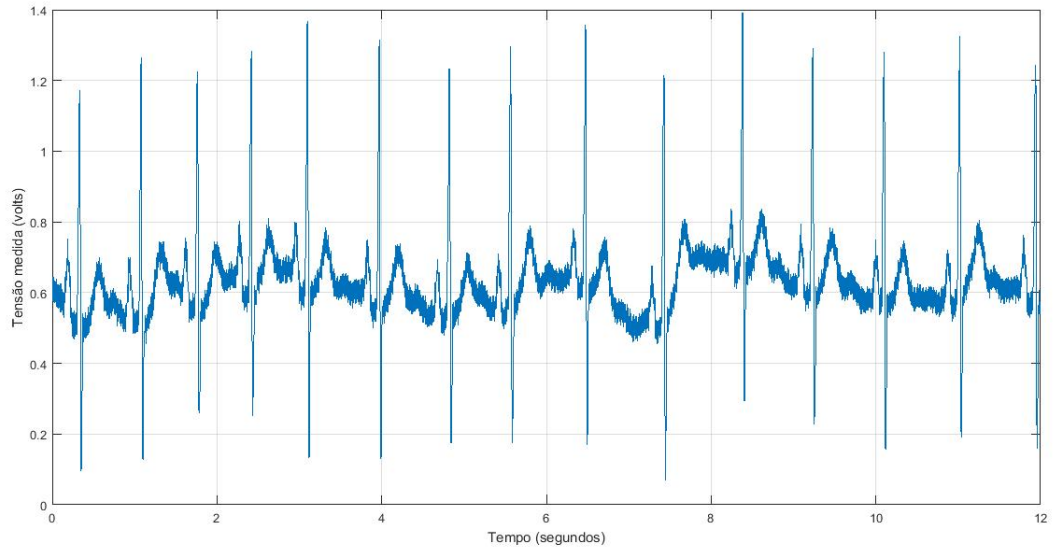
**Figura 4.10.** Espectro (em módulo) do Sinal Analógico 1.



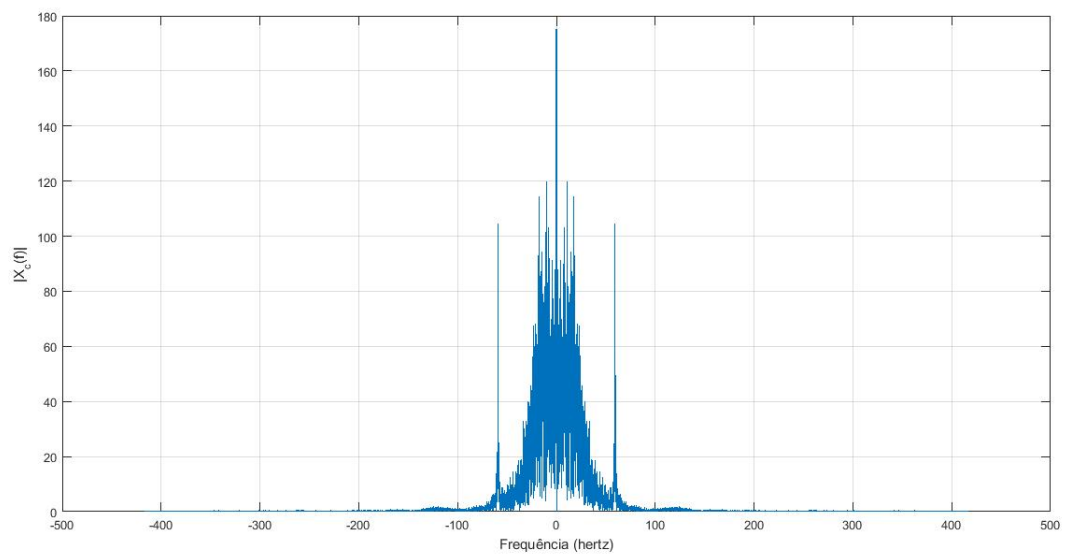
**Figura 4.11.** Sinal Analógico 2 Adquirido.



**Figura 4.12.** Espectro (em módulo) do Sinal Analógico 2.



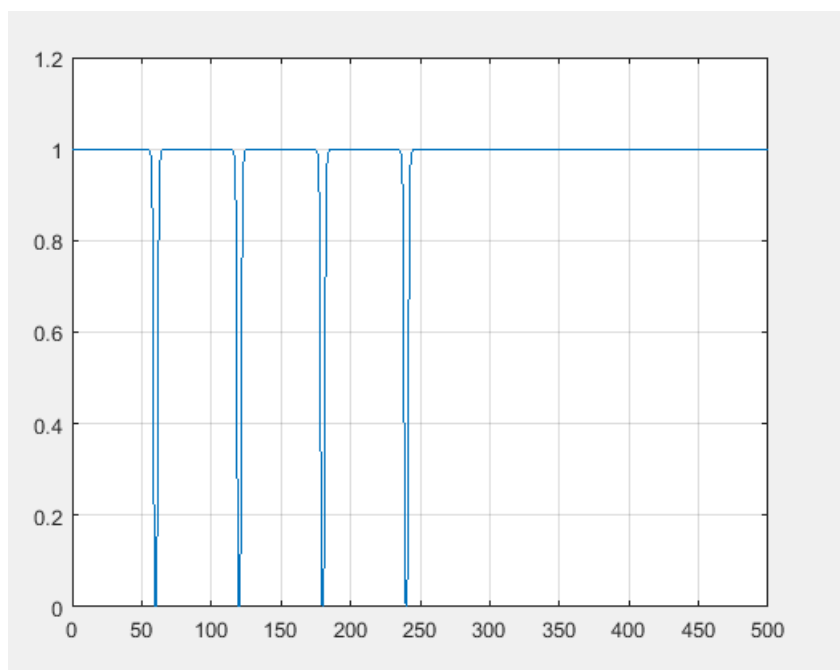
**Figura 4.13.** Sinal Analógico 3 Adquirido.



**Figura 4.14.** Espectro (em módulo) do Sinal Analógico 3.

### 4.3.2 Sinais Adquiridos em Modo *Online*, com filtragem digital e com alimentação pela rede elétrica

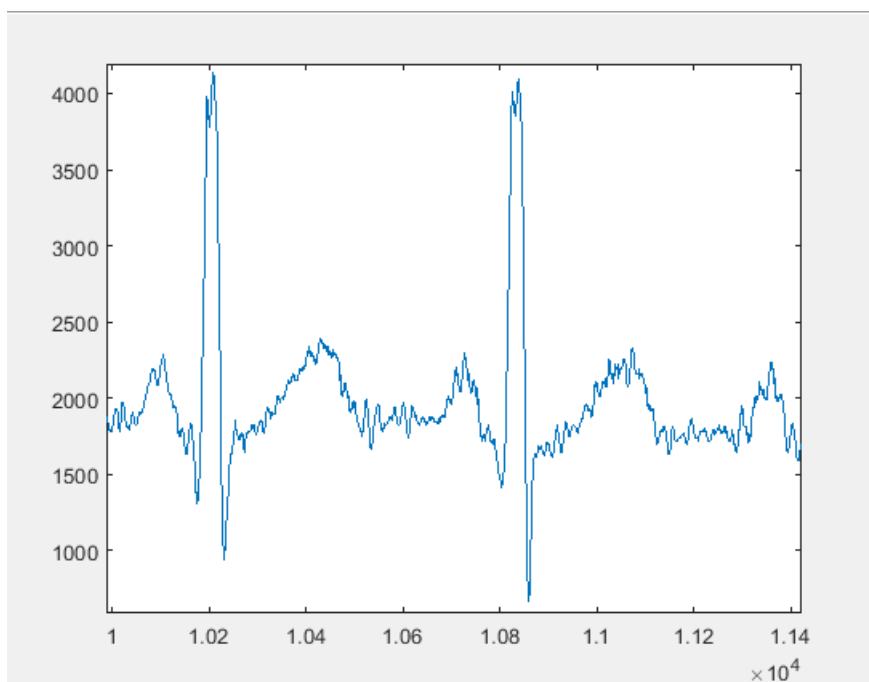
Utilizando o sistema de aquisição alimentado pela rede elétrica e com filtragem digital conforme apresentada na Figura 4.15 a seguir para as frequências de 60 Hz, 120 Hz, 180 Hz e 240 Hz realizou-se processos de captura em modo *online* e os sinais podem ser observados nas Figuras 4.16, 4.17 e 4.18.



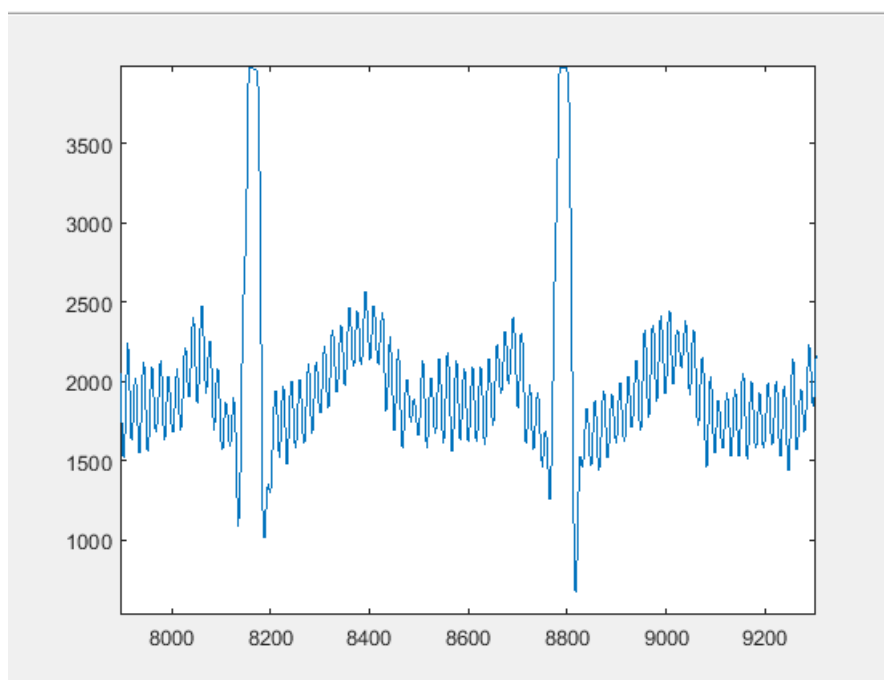
**Figura 4.15.** Projeto de filtros digitais implementados para as frequências de 60 Hz e de seus três harmônicos.



**Figura 4.16.** Representação gráfica da aquisição de sinais reais de ECG utilizado filtragem digital e com alimentação pela rede elétrica.



**Figura 4.17.** Zoom aplicado no sinal filtrado do sinal ruidoso injetado pelo gerador de funções utilizando filtragem digital.

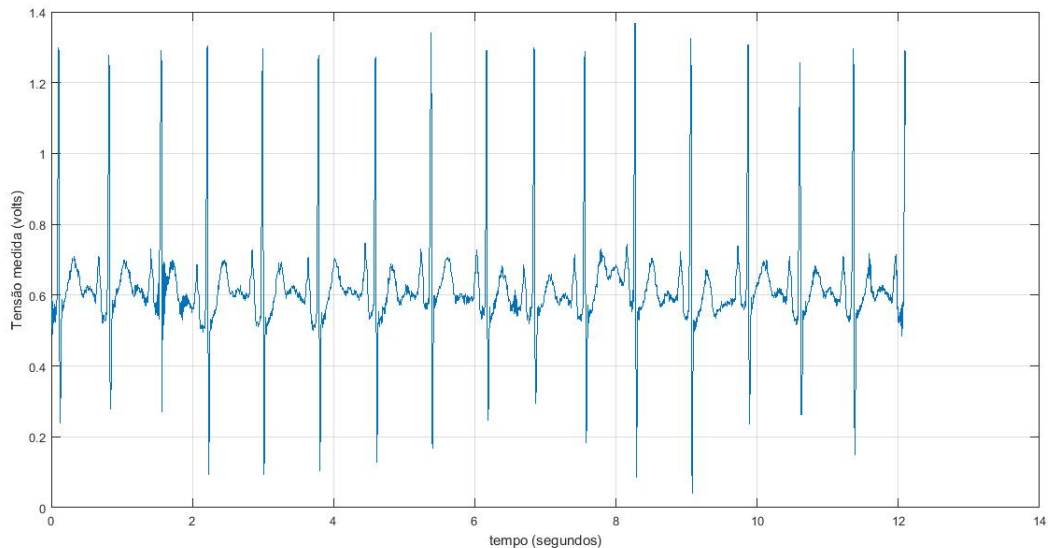


**Figura 4.18.** Zoom aplicado no sinal ruidoso não filtrado do sinal injetado pelo gerador de funções utilizando filtragem digital.

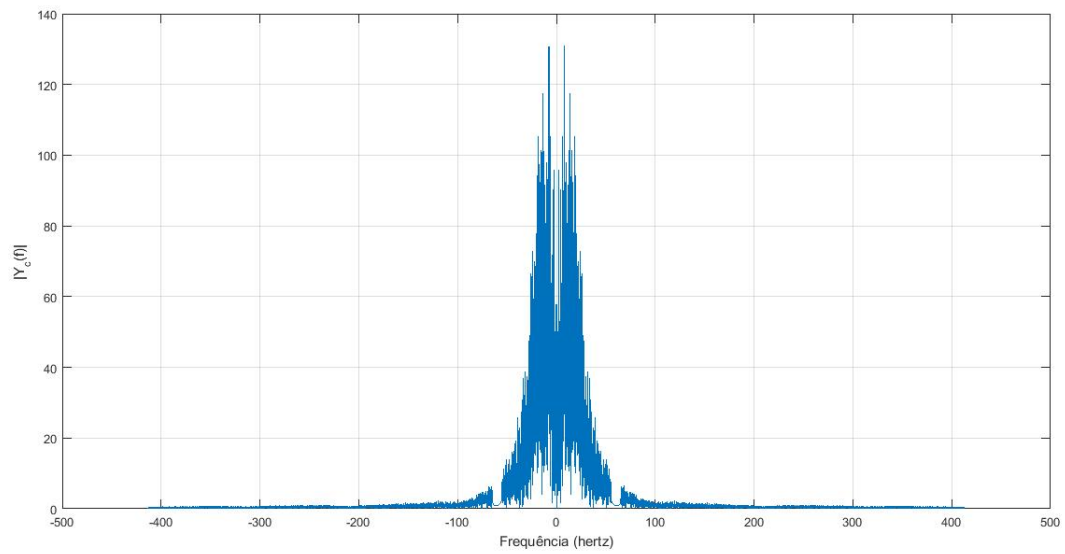
Por meio de uma comparação visual dos sinais ilustrados acima, percebeu-se que a filtragem digital utilizada neste projeto proporcionou a diminuição de ruídos provenientes da rede elétrica, o que ocasionou um sinal mais limpo.

### 4.3.3 Sinais Adquiridos em Modo *Offline*, com filtragem digital e com alimentação pela rede elétrica

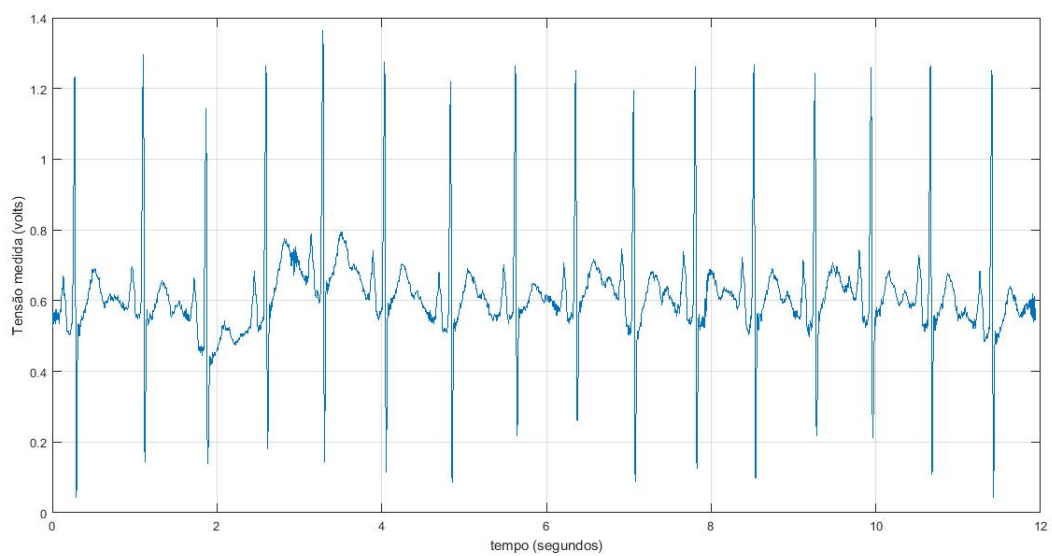
Utilizando o sistema de aquisição alimentado pela rede elétrica, foram realizadas capturas em modo *offline* e adquiriram-se os 3 sinais no domínio do tempo que foram apresentados anteriormente nas Figuras 4.9, 4.11 e 4.13 e percebeu-se a necessidade de realizar uma filtragem digital nesses sinais visando diminuir/eliminar ruídos e linhas de base. Para isso, implementou-se um algoritmo no Matlab® e obtiveram-se os sinais no domínio do tempo que podem ser vistos nas Figuras 4.19, 4.21 e 4.23. Em seguida, utilizando o mesmo algoritmo implementado realizou-se a filtragem linear dos espectros apresentados anteriormente nas Figuras 4.10, 4.12 e 4.14. Consequentemente, obtiveram-se os respectivos espectros filtrados dos sinais adquiridos que estão apresentados nas Figuras 4.20, 4.22 e 4.24 a seguir.



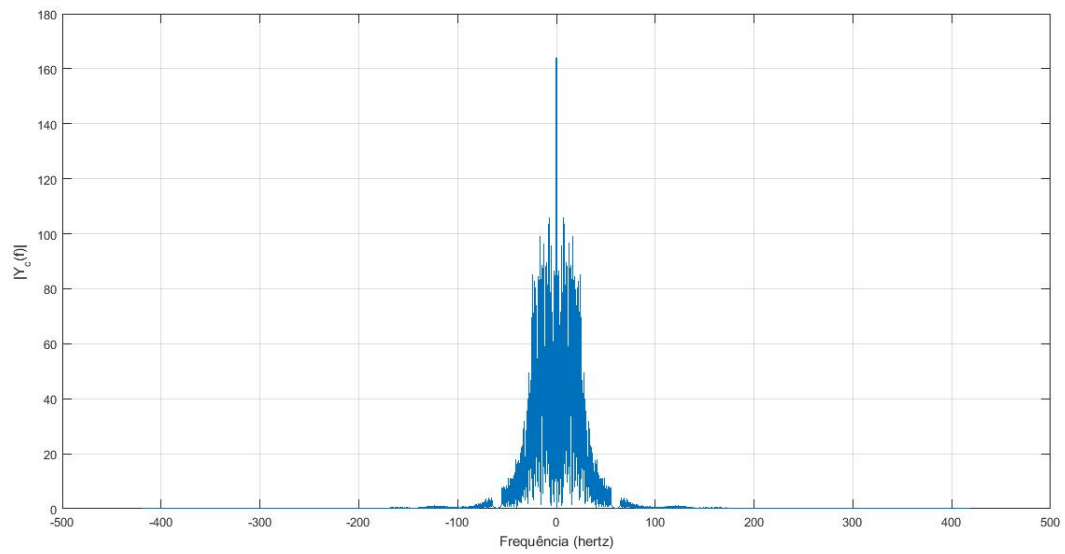
**Figura 4.19.** Sinal Analógico 1 Filtrado.



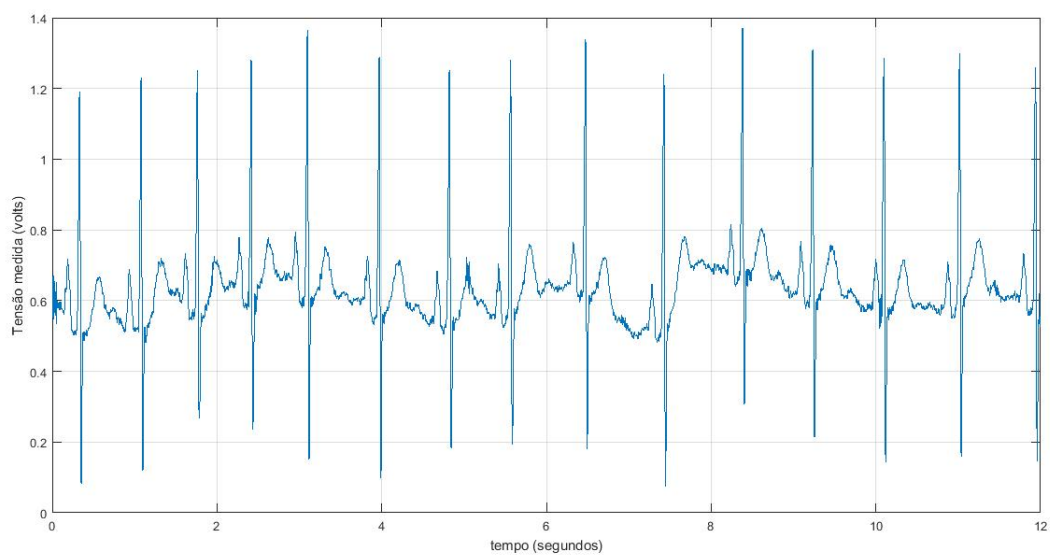
**Figura 4.20.** Espectro Filtrado (em módulo) do Sinal Analógico 1.



**Figura 4.21.** Sinal Analógico 2 Filtrado.

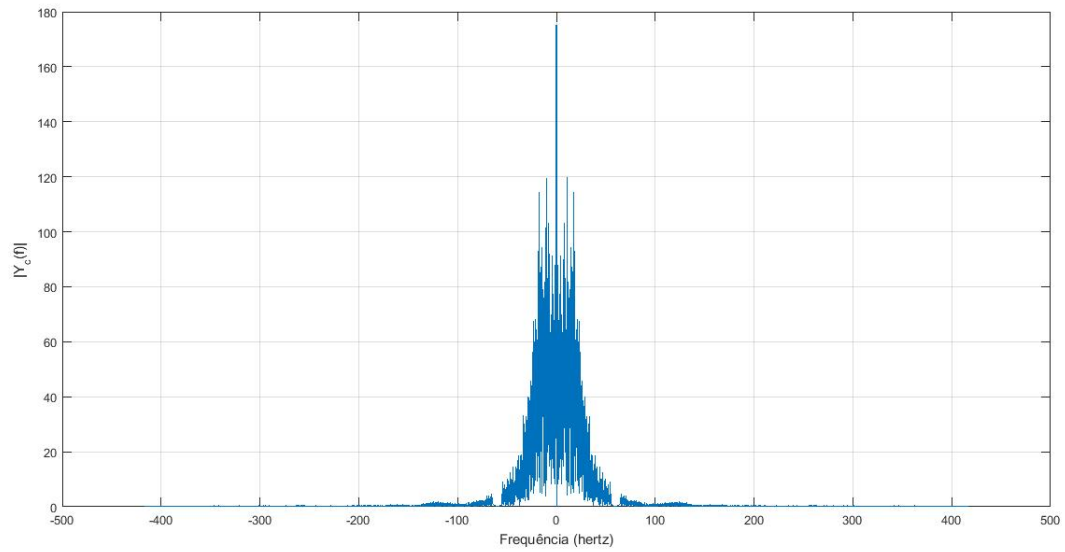


**Figura 4.22.** Espectro Filtrado (em módulo) do Sinal Analógico 2.



**Figura 4.23.** Sinal Analógico 3 Filtrado.

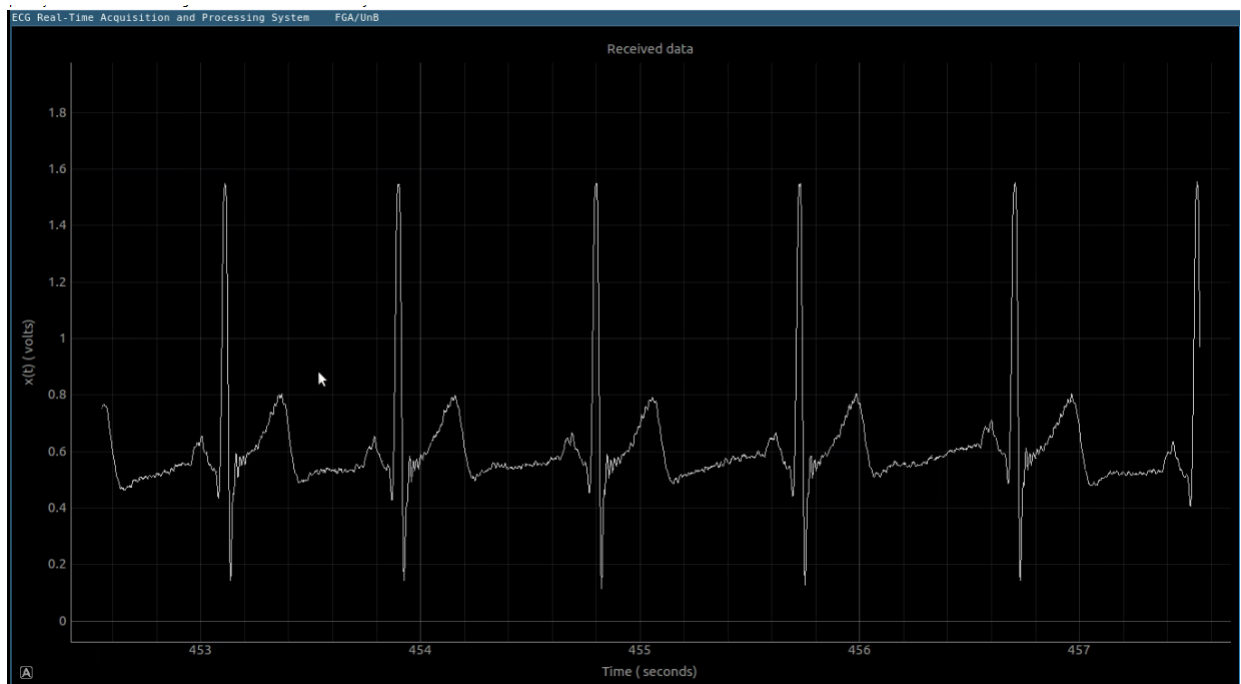




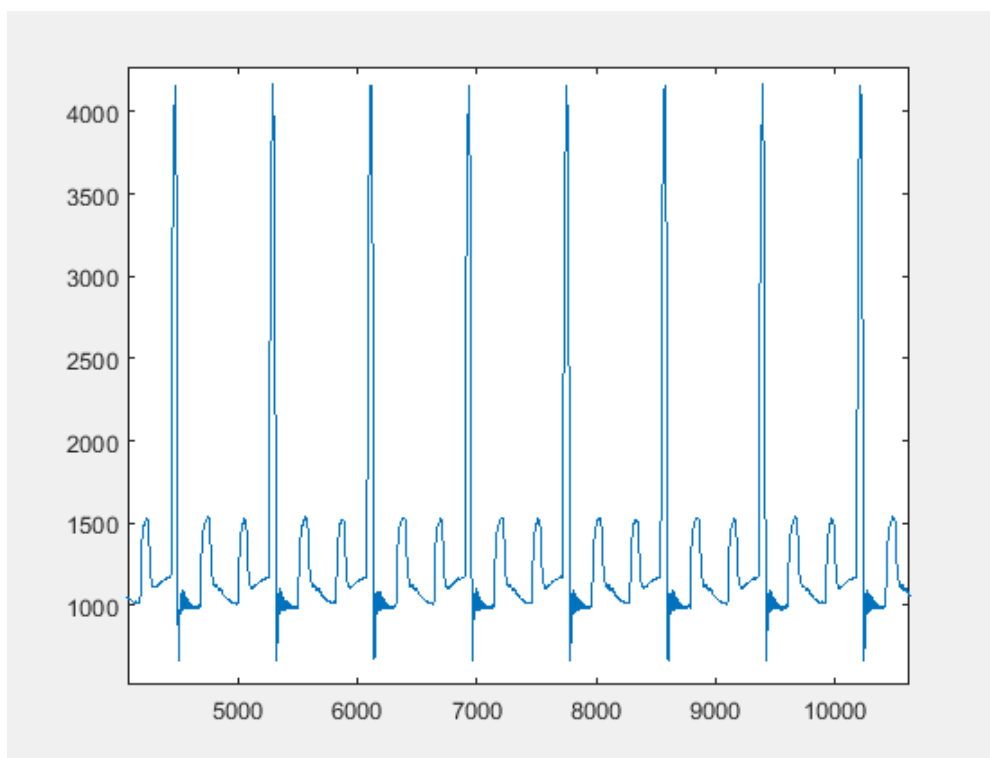
**Figura 4.24.** Espectro Filtrado (em módulo) do Sinal Analógico 3.

#### 4.3.4 Sinais adquiridos em Modo *Online*, com filtragem digital e com alimentação por bateria

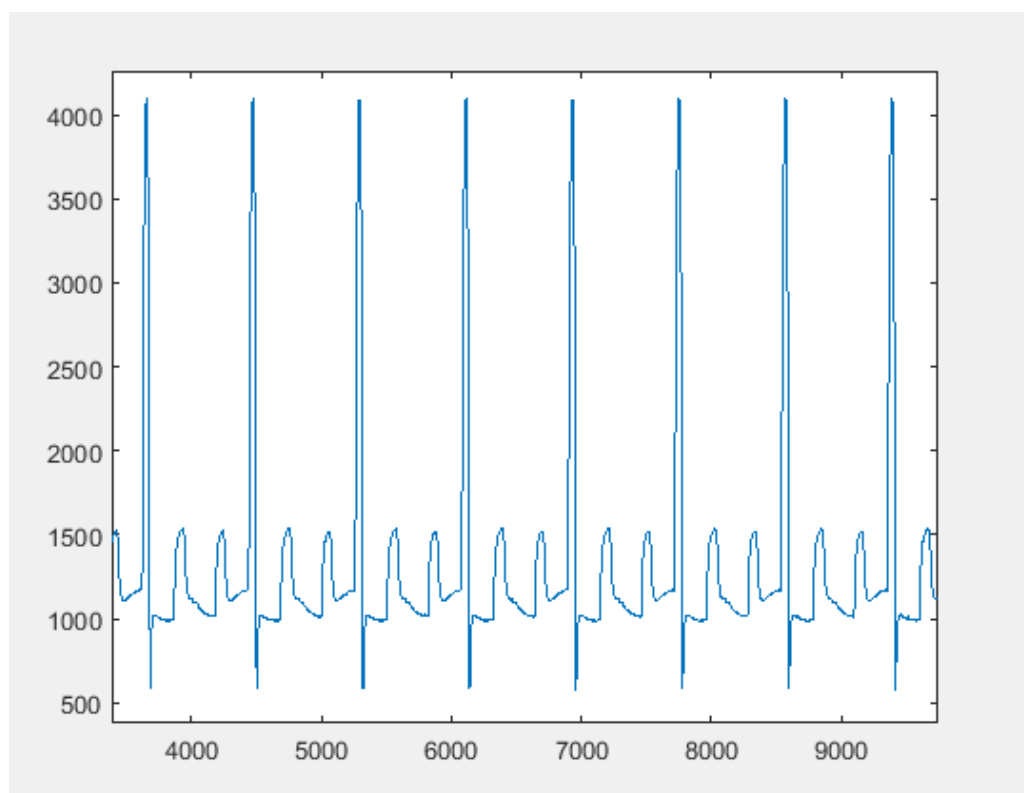
Utilizando o sistema de aquisição alimentado por bateria e com filtragem digital conforme apresentado na Figura 4.25 a seguir realizou-se experimentos de captura em modo *online* e os sinais podem ser observados nas Figuras 4.26 e 4.27.



**Figura 4.25.** Representação gráfica da aquisição de sinais reais de ECG utilizado filtragem digital e com alimentação por bateria.



**Figura 4.26.** Zom aplicado para melhor visualização do sinal filtrado de ECG pré-gravado (de fábrica) do próprio gerador de funções.



**Figura 4.27.** Zoom aplicado para melhor visualização do sinal não filtrado de ECG pré-gravado (de fábrica) do próprio gerador de funções.

Após realizar uma comparação visual dos sinais obtidos nas aquisições realizadas, percebeu-se que para este caso a implementação da filtragem digital não foi tão notável tratando-se da diminuição de ruídos quanto para o caso do sistema alimentado pela rede elétrica. Assim, notou-se que os sinais apresentam uma melhor visualização quando o sistema de aquisição é alimentado por bateria, pois assim há uma menor influência dos ruídos provenientes da rede elétrica.

#### 4.3.5 Observações Práticas Sobre o Uso do *BeagleBone Black* para a implementação do sistema de aquisição de ECG

Vale ressaltar duas características notadas ao longo do manuseio do *BeagleBone Black*:

1. A desconexão dos pinos de aquisição A/D costuma travar o sistema. Não se sabe ainda a razão disso, porém, parece ser uma questão de *hardware* e não do *software* proposto uma vez que já foram feitas aquisições por longos períodos de tempo, aproximadamente 1h, e não ocorreu nada similar. A desconexão dos pinos A/D foi a única situação em que houve travamento do sistema.
2. Em dois microcomputadores *BeagleBone Black* que foram utilizados no projeto aconteceu da parte de vídeo parar de funcionar após um longo período de uso. Isso também já foi reportado em outros casos na internet, o que reforça a ideia de que seja, novamente, um problema de *hardware* do BBB.

## 5 Conclusão

O monitoramento e a análise dos sinais fisiológicos de pacientes são amplamente utilizados na medicina como forma de diagnosticar doenças ou na avaliação do quadro clínico de um paciente. Em meio aos vários sinais fisiológicos monitorados, um dos mais observados é a atividade elétrica cardíaca.

No Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade UnB/Gama, existem pesquisas em andamento que utilizam sinais de eletrocardiografia para classificação de anomalias cardíacas, todavia, não existe, ainda, um equipamento com um sistema para aquisição e extração de características cujo quais classificadores possam ser acoplados para um diagnóstico individual de uma síndrome. O problema crucial é a falta de um equipamento portátil e de uso diário que permita a aquisição e visualização para viabilizar as análises científicas a serem feitas, ou seja, não há uma instrumentação apropriada para realizar este tipo de análise.

Sabe-se que, atualmente, já existe o equipamento holter, porém, uma de suas desvantagens é que o usuário o utiliza e não tem a certeza imediata se o aparelho está capturando o sinal, uma vez que a visualização deste não é disponibilizada. Além disso, o holter realiza a aquisição do sinal para análises *offlines*, mas o interessante para a realização das pesquisas seria a elaboração de um equipamento que permitisse a aquisição e processamento *online* e de sinais reais. Dessa forma, apesar de existirem soluções portáteis para aquisição do sinal de eletrocardiografia, essas soluções não agregam as funções de monitorar, visualizar e de processar a informação de maneira embarcada.

Com intuito de contornar esses problemas, concebeu-se a ideia deste projeto que busca o desenvolvimento do protótipo de um equipamento portátil e de uso contínuo para aquisição, pré-processamento, visualização e classificação de sinais de eletrocardiografia que auxilie as pesquisas que estão em andamento.

Uma vez que o uso desse equipamento fosse posto em prática, ele poderia ainda, posteriormente, ser o próprio sistema a fazer, prontamente, a classificação e disponibilização dos resultados para as anomalias estudadas podendo, então, abranger outras pesquisas em que, por exemplo, a classificação em modo *online* seja de interesse. Outra possível aplicação seria a utilização do dispositivo para a realização de treinamento em teste de algoritmos e técnicas de processamento de sinais. Além disso, um equipamento com essas características poderá servir como objeto de estudo e testes para outros alunos de Engenharia Eletrônica desenvolver novas pesquisas tendo como base o instrumento produzido neste trabalho. Essas pesquisas podem ser, por exemplo, a utilização do dispositivo na classificação de outras anomalias cardíacas. Ou ainda, a monitorização de outros sinais biológicos, tal como sinal eletromiográfico (EMG).

Para tornar esta ideia possível, realizou-se o levantamento dos aparatos para aquisição

do sinal de eletrocardiografia, conversão analógica/digital e integração com unidade de processamento. Elaborou-se o esquemático do equipamento a ser desenvolvido, montou-se e avaliou-se um protótipo do circuito e validou-se o sistema processando os sinais de ECG adquiridos através do circuito montado.

Toda a dedicação no levantamento e documentação do projeto fez com que os envolvidos tivessem que buscar conhecimento através de livros, sites e conversas com profissionais da área para sanar as dúvidas e problemas que foram surgindo ao longo do desenvolvimento do projeto. A experiência adquirida nesse trabalho será de suma importância nas próximas iniciativas.

Ao final do projeto, verificou-se que há espaço para várias melhorias, como:

- Inclusão e validação de funções para detecção de picos de QRS a fim de caracterizar cada pico do sinal de ECG para classificar os sinais de análise quanto à ocorrência ou não de Síndrome Metabólica.
- Avaliação da qualidade do sistema quanto à conversão A/D e a taxa de amostragem por meio de testes utilizando sinais pré-gravados em um gerador de sinal de função arbitrária.
- Redução do tamanho físico do protótipo proposto.

Conclui-se, por fim, que a utilização da tecnologia disponibilizada atualmente torna executável a elaboração de uma ferramenta portátil e de uso diário capaz de permitir a aquisição, processamento e visualização de sinais de ECG viabilizando as análises científicas a serem feitas.

# Referências Bibliográficas

- [1] Technical Series: High Resolution Electrocardiography. *Indian Pacing And Electrophysiology Journal*, 2(2):50–56, 2002.
- [2] P. A. Berger Assis e F. A. O. Nascimento A. F. da Rocha. Processamento de Sinais Biológicos, Chapter 3 in *Informática em Saúde*, pp. 381-416, edited by Lourdes Mattos Brasil, published by Editora Universa (Taguatinga-DF) and Editora Eduep (Londrina-PR), Brazil. page 42, 2008.
- [3] C. R. H. Barbosa e E. C. Monteiro A. S. Wolf. Análise automática de sinais eletrocardiográficos por redes neurais artificiais. Rio de Janeiro, 2004. 124p. Dissertação de Mestrado - Departamento de Engenharia Elétrica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. 2004.
- [4] M. Altuve e S. Wong. A New On – Line Electrocardiographic Records Database and Computer Routines for Data Analysis. páginas 2738–2741, 2014.
- [5] Anandtech. ARM’s Cortex A7: Bringing Cheaper Dual-core & More Power Efficient High-end Devices. Disponível em: <http://www.anandtech.com/show/4991/arms-cortex-a7-bringing-cheaper-dualcore-more-power-efficient-highend-devices>. Acesso em: 08 de junho de 2017.
- [6] ARM. Cortex-A Series Family. Disponível em: <http://www.arm.com/products/processors/cortex-a>. Acesso em: 08 de junho de 2017.
- [7] P. R. B. Barbosa. Efeito da ponderação da média coerente e da filtragem na detecção de potenciais tardios ventriculares no eletrocardiograma de alta resolução. *UFRJ, abril*, 2003.
- [8] Beagleboard.org. Beaglebone Black Datasheet. Dallas: Beagleboard.org. Disponível em: <http://beagleboard.org/boards>. Acesso em: 06 de junho de 2017.
- [9] O. A. Beraldo. Processamento digital do sinal de eletrocardiograma para aplicação em experimentos de fisiologia cardíaca. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos – Universidade de São Paulo. 1997.
- [10] J. J. Bronzino. *The Biomedical Engineering Handbook*. IEEE Press Editorial Board. 2000.
- [11] M. A. Campitelli. Compressão de sinais ECG utilizando DWT com quantização não-linear e por sub-bandas Compressão de sinais ECG utilizando DWT com quantização não-linear e por sub-bandas. 2015.

- [12] A. Dartora e L. F. Oliveira. Análise de extratores de características para a classificação de tecidos pulmonares e não pulmonares de imagens de tomografia computadorizada de alta resolução.
- [13] S. J. Calil e et al. *Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção: capacitação à distância / Ministério da Saúde, Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde, Projeto REFORSUS, Brasília – DF.* 2002.
- [14] C. K Sugiyama e G. R. Ferrari. Relatório Técnico Sistema de aquisição de sinal de eletrocardiograma com aplicativo Android. 3:1–14, 2015.
- [15] A. C. Guyton e J. E Hall. Tratado de Fisiologia Médica Quarta Edição. [S.l.]: Saunders Elsevier, 2006.
- [16] D. Menotti e W. R. Schwartz E. J. S. Luz. Análise do Uso do Sinal de ECG em Baixas Frequências como Biometria. *Workshop of Works in Progress - IEEE Conference on Graphics, Patterns and Images (WIP-SIBGRAPI 2013)*, páginas 1–4, 2013.
- [17] P. B. Sakhare e R. Ghongade. An approach for ECG beats classification using Adaptive Neuro Fuzzy Inference System. In *2015 Annual IEEE India Conference (INDICON)*, páginas 1–6, 2015.
- [18] E. G. C. de Faria. Sistema de Análise de Características de Sinais de Eletrocardiografia para Associação com a Síndrome Metabólica. Dissertação de Graduação em Engenharia Eletrônica na Universidade de Brasília, Campus Gama, DF. 2016.
- [19] T. Fawcett. An introduction to ROC analysis. 27:861–874, 2006.
- [20] M. M. de Freitas, F. N. Vilani, E. V. Costa, et al. Algoritmo de detecção de complexos qrs no eletrocardiograma. páginas 297–300, 2002.
- [21] E. V. Garcia. Processamento de Sinais usando Wavelets para Caracterização da Repolarização Ventricular durante Hipoglicemia. PhD thesis, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis. 2005.
- [22] G.P. Goldwasser. *Eletrocardiograma Orientado Para O Clínico. RUBIO.* 2000.
- [23] J. Guimarães, J. Nicolau, C. Polanczyk, et al. Diretriz de Interpretação de Eletrocardiograma de Repouso. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 80:1–18, 2003.
- [24] A. Hiam. *Learning BeagleBone Python Programming.* Packt Publishing Ltd, 2015.
- [25] W. V. C. Magalhães. Sistema de Análise para Eletrocardiograma. Trabalho de Conclusão de Curso de Engenharia de Computação – Centro Universitário de Brasília, DF. 2012.

- [26] P. H. Marchetti e M. Duarte. Instrumentação em eletromiografia. *Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo: Universidade de São Paulo*, 2006.
- [27] D. H. Martincoski. Sistema para telemetria de eletrocardiograma utilizando tecnologia bluetooth. 2003. 113f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica. Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis. 2003.
- [28] Q. Mesquita. Angina de esforço e síndrome de enfarte miocárdico iminente: aspectos sintomáticos dependentes de insuficiência miocárdica regional. In *Nota prévia. Anais do 28º Congresso Brasileiro de Cardiologia*, volume 35, 1972.
- [29] D. Novak. Processing of ECG signal using wavelets. *Czech Technical University*, 2000.
- [30] OPAS/OMS. Doenças Cardiovasculares. Disponível em: [http://www.paho.org/bra/index.php?option=com\\_content&view=article&id=5253:doencas-cardiovasculares&catid=845:noticias&Itemid=839](http://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=5253:doencas-cardiovasculares&catid=845:noticias&Itemid=839). Acesso em: 10 de abril de 2017.
- [31] A. V. Oppenheim. *Sinais e Sistemas. 2a edição. ed. [S.l.]: Pearson Education*,. 1997.
- [32] Clínica São Paulo. Exames Cardiológicos. Disponível em: <http://clinicasaopaulo.com.br/exames-cardiologicos/>. Acesso em: 11 de abril de 2017.
- [33] R. C. Prati, G. E. A. P. A. Batista, e M. C. Monard. Curvas roc para avaliação de classificadores. *Revista IEEE América Latina*, 6(2):215–222, 2008.
- [34] PUC-Rio – Certificação Digital Nº 0210429/CA. Análise Automática de Sinais de ECG. Disponível em: [http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/0210429\\_04\\_cap\\_05.pdf](http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/0210429_04_cap_05.pdf). Acesso em: 08 de maio de 2017.
- [35] Raspberry Pi. Raspberry Pi 3 Model B. Disponível em: <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b/>. Acesso em: 06 de junho de 2017.
- [36] A. Rosa. Micro Análise de Alta Resolução do eletrocardiograma. Lisboa: Universidade Técnica de Lisboa - Instituto Superior Técnico. 2003.
- [37] C. E. Shannon. A mathematical theory of communication. *Bell System Tech. J.*, 5(I):3–55, 1948.



- [38] A. Simão, D. Precoma, J. Andrade, et al. I Diretriz Brasileira de Prevenção e Cardiovascular. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 101(6 suplemento II):25, 2013.
- [39] A. H. Soares. Síndrome metabólica: sintomas, tratamentos e causas. Disponível em: <http://www.minhavidade.com.br/saude/temas/sindrome-metabolica>. Acesso em: 17 de abril de 2017.
- [40] Sociedade Brasileira de Cardiologia. I Diretriz Brasileira de Diagnóstico e Tratamento da Síndrome Metabólica. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 84(suplemento I):4–28, 2005.
- [41] Sociedade Brasileira de Endocrinologia e Metabologia. A Síndrome Metabólica. Disponível em: <https://www.endocrino.org.br/a-sindrome-metabolica/>. Acesso em: 17 de abril de 2017.
- [42] E. A. Sosa, R. Terzi, C. Gruppi, et al. Consenso socesp-sbc sobre eletrocardiografia pelo sistema holter. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 65(5):447–450, 1995.
- [43] P. V. E. de Souza. Sistema de aquisição de sinais de EMG e ECG para plataforma Android tm. 2015. 114f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. Universidade Federal de Pernambuco, Recife. 2015.
- [44] SparkFun. AD8232 Datasheet. Disponível em: <https://www.sparkfun.com/products/12650>. Acesso em: 06 de junho de 2017.
- [45] T. Instruments. LM2596 SIMPLE SWITCHER<sup>®</sup> 4.5V to 40V, 3A Low Component Count Step-Down Regulator | TI.com. Disponível em: <http://www.ti.com/product/LM2596?keyMatch=lm2596s&tisearch=Search-EN-Everything>. Acesso em: 05 de nov. de 2017.
- [46] R. Martinez-Memije T. J. Y. Transito e O. Infante. Electrocardiograph of twelve derivations, low current consumption, powered and communicated for USB. In *2007 4th International Conference on Electrical and Electronics Engineering*, páginas 94–97, Set. 2007.
- [47] M. S. Thaler. ECG Essencial: Eletrocardiograma na prática diária 7. ed. Saunders Elsevier, 2013.
- [48] D. G. Toginho. ECG Gerado por Microcontrolador. Trabalho de Conclusão de Curso em Engenharia Elétrica – Universidade Estadual de Londrina, Londrina. 2015.
- [49] A. P. Vier. Sistema de Eletrocardiograma (ECG) com Reconhecimento de Arritmias. 2008. 49f. Trabalho de Conclusão de Curso de Engenharia da Computação – Centro Universitário Positivo. Curitiba, Paraná. 2009.

- [50] E. C. Volpato. Processamento Digital de Eletrocardiograma: Estudo e Implementação de um Detector de Arritmias Cardíacas. 2005. 83f. Dissertação de Graduação em Ciência da Computação. Universidade Federal de Santa Maria, RS. 2005.
- [51] C. H. S. de O. Waszczyński. Avaliação de Síndrome Metabólica em uma comunidade em Florianópolis. 2010. 40f. Trabalho de Conclusão de Curso em Graduação em Medicina. Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis. 2010.